

Pferdeklinik der Vetsuisse-Fakultät Universität Zürich
Direktor: Prof. Dr. med. vet. Jörg A. Auer, MS, Dipl. ECVS/ACVS

Arbeit unter der Leitung von PD Dr. med. vet. Brigitte von Rechenberg
Muskuloskeletal-Research-Unit (MSRU)

Evaluierung eines Sägeblattes zur gewebeschonenden Knochenosteotomie

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde
der Vetsuisse Fakultät
Universität Zürich

Vorgelegt von
Oliver Salesov
Tierarzt
aus Nishni-Tagil (Russland)

Genehmigt auf Antrag von
PD Dr. med. vet. Brigitte von Rechenberg, Referentin
PD Dr. Stephen Ferguson, Ph.D., Korreferent

Zürich 2007

Meiner ganzen Familie, der ich alles verdanke, was ich bin.

Meiner Lena,

denn ohne sie, wäre ich nicht da, wo ich jetzt bin.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	4
Summary	6
1 Einleitung.....	7
2 Literatur	9
2.1 Anwendung der Sägeinstrumente	9
2.2 Methoden und Techniken der Osteotomie.....	10
2.2.1 Meissel.....	11
2.2.2 Oszillierende Säge	11
2.2.3 Markraumsäge	11
2.2.4 Gigli – Säge	12
2.2.5 Laser.....	12
2.2.6 Ultraschall-Säge.....	12
2.2.7 Abrasiver Wasserjet	13
2.3 Oszillierende Säge	13
2.3.1 Technik und Geometrie	14
2.3.2 Wärmeentwicklung.....	20
2.3.3 Mechanische Zerstörung.....	22
2.4. Ziel der Studie	23
2.5 Hypothese	23
3 Material und Methoden	24
3.1 Aufbau der Studie	24

3.2 Daten der beiden Sägeblätter.....	25
3.3 Vorbereitung der Knochen	25
3.4 Entwicklung der Sägevorrichtung	26
3.5 Vorbereitung der Sägeblätter	27
3.6 Vorbereitung der Temperaturmessung.....	27
3.7 Versuchsdurchführung	27
3.8 Probenaufbereitung und Auswertung	29
3.8.1 Aufbereitung der Proben	29
3.8.2 Untersuchungsmethoden	31
3.8.2.1 Sägespäne – Abtragate – Berechnung	31
3.8.2.2 Berechnung von ΔT	32
3.8.2.3 Auswertung des Temperaturanstiegs im Knochen	32
3.8.2.4 Histomorphometrie.....	33
3.8.2.5 Statistik	34
4 Ergebnisse.....	34
4.1 Versuch.....	34
4.2 Temperatur	35
4.2.1 Raumtemperatur	35
4.2.2 Temperatur vor dem Schnitt.....	35
4.2.3 Temperatur während des Schnitts.....	36
4.2.4 Temperatur nach dem Schnitt	36
4.2.5 Δ Temperatur	36
4.2.6 Temperaturlimit	37
4.3 Schnittzeit	37
4.4 Fläche des bearbeiteten Knochens	37
4.5 Sägespäne - Abtragate	38
4.6 Histomorphometrie.....	38

4.7 Korrelationen.....	38
5 Diskussion.....	40
5.1 Sägevorrichtung.....	40
5.2 Probenaufbereitung und Auswertung.....	41
5.3 Δ Temperaturberechnung und Auswertung.....	42
5.4 Histologie – Fuchsinschnitte.....	43
5.5 Korrelationen.....	45
5.6 Versuchsdurchführung und weiterer Verlauf.....	47
5.7 Statistischer Vergleich der beiden Sägeblätter.....	53
5.8 Schlussfolgerung.....	53
5.9 Zukunftsperspektiven.....	54
6 Literaturverzeichnis.....	55
7 Abbildungsverzeichnis.....	61
8 Tabellenverzeichnis.....	64
9 Anhang.....	65
9.1 Tabellen.....	65
9.2 Abbildungen.....	71
10 Danksagung.....	78
11 Lebenslauf.....	79

Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit erfolgte eine Evaluierung eines neuen, speziell entwickelten Osteotomiesägeblattes, indem eine vergleichende Untersuchung der Temperatur, der Schnittgeschwindigkeit, der Abtragrate von Spänen und der mechanischen Zerstörungskraft mit einem konventionellen Sägeblatt stattfand. Der Versuch wurde als eine *in vitro* Studie durchgeführt. Als Versuchsmaterial wurden die Tibiae von Schafen verwendet. Es wurden insgesamt 40 Schnitte durchgeführt, von denen 20 mit einem neuen und 20 mit einem konventionellen Sägeblatt erfolgten. Mit jedem Sägeblatt wurden jeweils zwei Schnitte angefertigt. Beim ersten wurde zum einen die Schnittzeit gemessen, zum anderen eine Probe für die Histologie gewonnen. Beim zweiten Schnitt erfolgten die Temperaturmessungen. Nach der Vorbereitung der Proben wurden diese histomorphometrisch auf das Ausmaß der mechanischen Zerstörung der Knochenoberfläche untersucht. Die anderen physikalischen Parameter wurden errechnet.

Alle Versuche konnten wie geplant durchgeführt werden. Auch das Vorbereiten der Proben verlief nahezu komplikationslos.

Zwischen den Sägeblättern konnten wesentliche Unterschiede in den untersuchten Parameter festgestellt werden. So erzeugte das neue Sägeblatt höhere Temperaturen im Sägespalt beim Zerspanprozess als das Konventionelle. Dagegen war die Schnittleistung der beiden Sägeblätter gleich gross, wobei das neue Sägeblatt eine grössere Dicke aufwies und somit mehr Arbeit leisten musste um die gleiche Geschwindigkeit wie das konventionelle Sägeblatt aufzubringen. Außerdem zeigte das neue Sägeblatt eine bessere Abtragrate der Späne und eine schonendere Bearbeitung der Knochenoberfläche.

Die erfassten Daten lassen die Schlussfolgerung zu, dass sowohl das

neu entwickelte als auch das konventionelle Sägeblatt für eine Osteotomie geeignet sind, aber beim neuen Sägeblatt vor allem bezüglich der mechanischen Zerstörung eine wesentlich schonendere Bearbeitung der Knochenoberfläche möglich ist. Diese Erkenntnisse sind neu, da bei früheren Studien mit Sägeblättern meistens nur physikalische Parameter erfasst und auf eine histologische Untersuchung verzichtet wurde. Die an Kadaverknochen gewonnenen Resultate sollen durch eine weiterführende *in vivo* Studie in Bezug auf die Knochenheilung weiter bestätigt werden.

Summary

This *in vitro* study proceeded the evaluation of the newly designed saw blade for osteotomy, which was compared with the conventional saw blade in the following physical conditions: temperature increase, cut speed, bone-removal-rate and mechanical and biological bone damage to the bone ends. The bones of sheep (tibiae) were used for this study on which all together 40 cuts were made. 20 cuts were made by the new and 20 by the conventional saw blades, however each saw blade was used for two cuts. During the first cut, cut speed was recorded and the bone sample was taken for the histological examination. The second cut was used for temperature recording. The other physical points were calculated. All cuts and the preparation of the bone samples were performed without severe complications. Significant differences were found between the two different saw blades. The new saw blade induced higher temperature than the conventional saw blade but the cut speed of the both was the same. However the new saw blade was thicker than the conventional saw blade and had to work more to achieve the same cut speed as the conventional saw blade. Furthermore the rate of bone removal and the area of bone damage were constitutively better with the new saw blade compared to the conventional saw blade.

The results of this study lead to the conclusion that the newly designed saw blade as well as the conventional saw blade are qualified for osteotomy. The new blade has proved to have better tissue-conserving qualities concerning the mechanical destruction of the bone surfaces. These findings are newly discovered, because previous studies used to evaluate only physical parameters and did not include a histological examination. The results of this *in vitro* study will be used for further research in *in vivo* studies.

1 Einleitung

Das Durchtrennen der Knochen (Osteotomie) ist eine der ältesten chirurgischen Methoden in der medizinischen Geschichte. Es ist seit langer Zeit etabliert und wird vor allem zur Korrektur von Fehlstellungen der Gliedmassen sowie Abtrennen der Gelenkenden vor Einsetzen einer Prothese angewendet [7].

Früher kamen vor allem Handinstrumente (Meißel und Hammer) zum Einsatz [22], welche inzwischen fast vollständig durch Sägeinstrumente mit speziellen Schnittblättern ersetzt worden sind [27, 40].

Anfänglich wurden die Blätter ähnlich denjenigen gebaut, die in der Holz- und Metallindustrie ihre Anwendung fanden [25, 37]. Heute haben diese je nach Einsatz einen speziellen Aufbau, der für das Durchtrennen von Knochengewebe besonders gut geeignet ist. Dem Operateur stehen, je nach Eingriff, in Material und Grössen unterschiedliche Sägeblätter zur Verfügung. Um diese anzutreiben werden meist oszillierende Maschinen verwendet, die mit Luft oder Elektrizität betrieben werden.

Die Forschung der spanbearbeitenden Industrie beschränkte sich im Wesentlichen auf die Holz-, Plastik- und – Metallindustrie, so dass die Einflüsse dieser Bearbeitungsmethode auf Knochengewebe noch nicht ausreichend erforscht sind. Im Laufe der Zeit erfolgten die meisten Versuche *in vitro*, wobei man vor allem die Temperaturentwicklung in Abhängigkeit von Schnittgeschwindigkeit, Belastung, Sägeblattstärke und Kühlung betrachtete [2, 3, 6, 16, 17, 18, 19, 23, 24]. Die Untersuchung von Knochenoberflächen sowie die der Entstehung von Knochennekrosen erfolgten nur sehr selten [2, 3, 23, 24, 37]. Die Ergebnisse der industriellen Beobachtungen zeigen, dass es beim Schnittvorgang zu einer erhöhten Wärmeentwicklung und zu Problemen in dem bearbeiteten Material kommt [15, 39]. Im Knochen *in vivo* äußern sich diese im Abster-

ben von Knochengewebe, was später zur gestörten Knochenheilung führt. Um diesen Komplikationen vorzubeugen wird sowohl in der Industrie als auch in der Medizin bei der Zerspanarbeit gekühlt. Am häufigsten finden physiologische Kochsalz - oder - Ringerlösungen ihre Anwendung [36, 62, 66, 67].

Die Anforderungen, die an ein Sägeblatt gestellt werden, sind vor allem seine Stabilität im Bezug auf das Material, exakte Schnittführung und ein guter Abtransport der Knochenspäne. Ausserdem wäre es sehr wichtig, dass nur die harten Strukturen beim Sägen zerstört werden und nicht das umliegende Weichteilgewebe in Mitleidenschaft gezogen wird. Damit würde das Risiko, die Gefässe, Nerven und Sehen zu verletzen, minimiert.

Um die Reibung beim Sägevorgang so gering wie möglich zu halten, weisen die modernen Blätter eine Schränkung der Zähne auf. Das bedeutet, dass die Sägezähne abwechselungsweise nach der einen, beziehungsweise der anderen Seite des Blattes abgewinkelt sind. Das Sägeblatt kann sich dadurch leichter in dem Sägespalt bewegen und die Knochenspäne können besser abtransportiert werden [3, 47, 71]. Das Resultat ist eine verminderte Wärmeentwicklung und somit eine bessere Heilung.

Jedoch wird immer noch oft von den Komplikationen, die nach einer spanabhebenden Knochenbearbeitung entstehen, berichtet, so dass weitere Untersuchungen zur Verbesserung der Sägeblätter notwendig sind [17, 36, 43, 44, 52].

In der vorliegenden Studie sollte ein neues Osteotomiesägeblatt getestet werden, das durch seine besondere Geometrie eine feinere Späne erzeugt und einen besseren Abtransport von dieser erlaubt. Somit sollte weniger Reibung erzeugt und bei dieser Art von Knochenbearbeitung die

Nekrosenentstehung und andere negative Einflüsse vermieden, beziehungsweise reduziert werden können.

Es wurde eine schonendere Bearbeitung der Schnittoberflächen durch die grössere Sägespänerate und geringere Temperaturentwicklung erwartet.

2 Literatur

2.1 Anwendung der Sägeinstrumente

Die ersten Berichte über den Einsatz von Knochensägen reichen bis in die Zeiten des römischen Kaisers Tiberius zurück (14 to 37 A.D.). Einer der ersten und häufigsten chirurgischen Eingriffe, bei denen Sägevorrichtungen eingesetzt wurden, waren unterschiedliche Amputationen.

Dabei spielten die einfachen Sägeinstrumente, wie z.B. Handsägen eine entscheidende Rolle. Diese beschrieb als erster Celsius [12].

Weitere, sehr häufige Operationen zur damaligen Zeit stellten Trepanationen im Schädelbereich dar [37]. Erste Berichte darüber gehen auf 10,000 B.C. zurück [44].

Auch heute noch sind Sägeinstrumente nicht aus dem chirurgischen Alltag wegzudenken. Allerdings sind im Laufe der Zeit einige Veränderungen an dem Instrumentarium vorgenommen worden, die dem heutigen Chirurgen ein schnelleres und genaueres Vorgehen erlauben.

Das aktuelle Aussehen der Handsägen ist auf das 17. und 18. Jahrhundert zurückzuführen. Diese wurden nach dem Beispiel der gängigen Holzsägen gebaut [25, 37, 71].

2.2 Methoden und Techniken der Osteotomie

Um die Knochendurchtrennung vorzunehmen, stehen dem Operateur verschiedene Werkzeuge und Techniken zu Verfügung [13, 26, 34, 56, 58]. Die Wahl der Methode bedarf einer genauen Analyse des chirurgisch-orthopädischen Behandlungskonzeptes, der Lokalisation, der Implantatwahl und der chirurgischen Fähigkeiten des Operateurs. Bei diesen Eingriffen ist es besonders wichtig, die biologischen Anforderungen der Schnittflächen zu beachten. Je anspruchsvoller diese sind, umso wichtiger ist es, so schonend wie möglich vorzugehen, damit die Vaskularisierung gewährleistet und die Wärmeentwicklung so gering wie möglich gehalten wird. Die Wahl der Implantate entscheidet über den Zugangsweg, der auch für die Knochendurchtrennung genutzt werden sollte [4]. Für eine ideale Osteotomievorrichtung sind folgende Parameter ausschlaggebend [24]:

- schnelle Schnittgeschwindigkeit, um die Operationsdauer so kurz wie möglich zu halten
- Niedriger Kraftaufwand, damit das Schneiden ohne große Anstrengung des Chirurgen erfolgen kann und die Kontrolle des Operateurs über das Gerät gewährleistet ist.
- Wenig Verlust von Knochengewebe. Es gilt zu vermeiden, dass dieses als Knochenmehl in das Operationsgebiet gelangt
- geringe Wärmeentwicklung, damit der Knochen und das umliegende Gewebe nicht zerstört wird
- Ermöglichung der natürlichen Knochenregeneration nach Schnitt ohne einen negativen Einfluss auf Regenerationsdauer und - art
- gewebeschonend
- keine unerwünschten biologischen Effekte, wie Nekrose oder Apoptose der Knochenzellen.

- leichte Handhabung und Sterilisierbarkeit
- Möglichkeit der Osteotomie in verschiedenen Ebenen

2.2.1 Meissel

Der Meissel ist geschichtlich eines der ältesten, chirurgischen Instrumente, der heute wieder mehr an Popularität gewinnt, weil er durch kleine Stichinzisionen ohne Wärmeentwicklung zu arbeiten erlaubt [11, 14, 28]. Jedoch ist es z.B. bei einer Corticotomie nicht möglich, nur durch einen einzelnen Zugang den gesamten Querschnitt des Knochens zu erreichen, so dass dieser Vorgang entweder mit einer zweiten Inzision oder einem anderen Verfahren kombiniert werden muss. Die bearbeiteten Flächen weisen oft kleine Knochensplitter auf und die exakte Führung ist bei diesem Verfahren nicht möglich. Brüchige Knochen sind dabei besonderes gefährdet. Hier kann es zu Fissuren kommen [4].

2.2.2 Oszillierende Säge

Dieses chirurgische Instrument kann nur gewählt werden, wenn die Region zur Stabilisierung ohnehin eröffnet werden muss, wie es z.B. bei der Plattenosteosynthese der Fall ist, oder, wenn der Anspruch an die Schnittflächen, wie bei Endoprothesen, überwiegend exakter mechanischer und weniger biologischer Natur ist [4, 31, 32, 72].

2.2.3 Markraumsäge

Die Markraumsäge ist vor allem dann zu empfehlen, wenn als anschließende Stabilisierungsmaßnahme ein Marknagel gewählt wird. Da der Markraum ohnehin eröffnet, und das endostale Gefäßsystem zerstört oder zumindest kompromittiert ist, sollte das Periost möglichst unberührt bleiben. Mit der Markraumsäge lässt sich im Diaphysenbereich eine voll-

ständige Osteotomie erreichen, oft ist auch am Übergang zur Metaphyse zumindest eine semizirkuläre Schwächung möglich, so dass die restliche Knochenbrücke durch Osteoklasie oder über eine kleine Inzision von aussen, z.B. mit einem Meissel, durchtrennt werden kann [4].

2.2.4 Gigli-Säge

Diese Säge kann sowohl bei den Osteotomien als auch Corticotomien gewebeschonend mit geringer Hitzeentwicklung angewendet werden. Vor allem im Diaphysenbereich ist sie geeignet. Der Einsatz erfordert zwei Stichinzisionen, wobei diese sehr klein sein können und atraumatisch erfolgen. Das bestehende Bruchhämatom bleibt jedoch erhalten und die Schnittflächen werden nicht sehr fein [4].

2.2.5 Laser

CO₂-Laser erlauben ebenfalls Osteotomien ohne schädigende Hitzeentwicklung durchzuführen. Im Unterschied zu den anderen Methoden kann der Laser über einen Computer gesteuert werden. Damit können exaktere Schnitte angefertigt werden [20, 21, 48].

Er: YAG Laser ist eine weitere Entwicklung auf dem Gebiet der Laser-Osteotomien. Seine Wellenlänge von 2940 nm wird besonderes gut im Wasser absorbiert, was eine schonendere Knochenbearbeitung, niedrige Hitzeentwicklung und schnellere Knochenheilung erlaubt [30, 54].

2.2.6 Ultraschall-Säge

Die Vorteile dieser Säge, die als Piezo-elektrischer chirurgischer Skalpell dem Chirurgen zur Verfügung stehen, sind einerseits der hämostatische Effekt auf Höhe der Schnittoberfläche, andererseits die gute Handhabung,

welche das Risiko limitiert, umgebendes Gewebe zu schädigen [5, 55, 64]. Die Schnittoberfläche wird fein, doch ist die Schnittzeit vergleichsweise länger und die Wärmeentwicklung grösser, als mit einer konventionellen Säge [25]. Deren Einsatz erfolgt vor allem im Dental – und im Neurobereich, da auf diesen Einsatzgebieten kleine und präzise Schnitte angefertigt werden müssen. Für eine vollständige Knochendurchtrennung können diese Instrumente aufgrund der geringeren Angriffsfläche und daraus resultierenden höheren Schnittzeit, gegenüber der konventionellen Säge nur bedingt angewendet werden [5, 26, 57, 64].

2.2.7 Abrasiver Wasserjet

Diese Art der Osteotomie erfolgt mit einem Wasserstrahl, der unter sehr hohem Druck steht. Dabei wird keine Wärme produziert [33, 53]. Ein weiterer Vorteil dieser Technik ist die Möglichkeit, den Wasserdruck über einen Roboter zu steuern, was bei den oszillierenden Sägen wegen sehr hohen Vibrationen nicht möglich ist. Schnittoberflächen sind nach dem Sägen mit Wasserjet rauer als bei der Anwendung von oszillierenden Sägen [49]. Wird ein Wasserjet von Hand geführt, kann es nach dem Durchtrennen der Cortex und Eindringen ins Knochenmark zum Verlust der Schnittkontrolle kommen, was zu erheblichen Schäden im Markraum führt [24].

2.3 Oszillierende Säge

Die oszillierende Säge ist heute in der Orthopädie das meist gebrauchte Instrument zur Osteotomie.

In dem folgenden Versuch wurden alle Osteotomien mit Hilfe einer oszillierenden Säge durchgeführt. Diese Technik wird daher ausführlicher

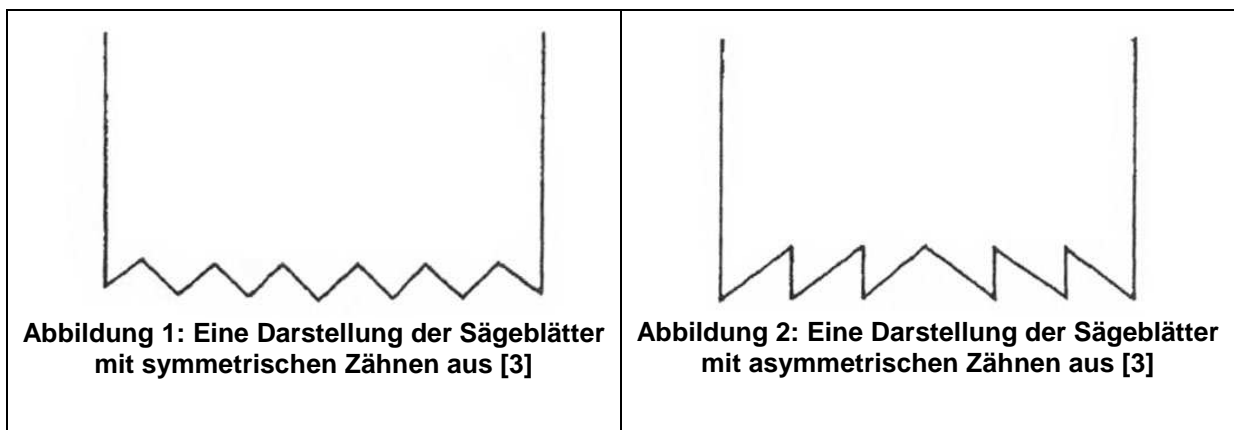
behandelt und die weiteren Ausführungen auf diese Art der Osteotomie beschränkt.

2.3.1 Technik und Geometrie

In Abhängigkeit von den Anwendungsgebieten gibt es auch unterschiedliche oszillierende Sägetypen. Sie alle beruhen auf dem Prinzip von sehr schneller, oszillierender Bewegung eines Sägeblattes, bei der Knochenmaterial in kurzer Zeit durchtrennt wird.

Der Grundaufbau dieser Sägen ist gleich. Durch die oszillierende Bewegung sind diese in der Lage sowohl im Vorhub als auch im Rückhub zu zerspanen.

Das wird ermöglicht durch die besondere Form der Zähne, die meistens symmetrisch ausgebildet sind.



Das Funktionieren der oszillierenden Knochensäge erfolgt folgender Massen:

Das Sägeblatt führt um den Mittelpunkt des Antriebszapfens eine Pendelschwingung aus. Der Winkel ist dabei bis auf wenige Grade konstant. Für eine korrekte Ausführung des Schnittes muss der Operateur Kenntnis über den Sägeblatthub haben. Dieser setzt sich zusammen aus der Pendellänge und dem Pendelwinkel. Wenn dieser zu groß ist, kann es

zu einer Schädigung des Weichteilgewebes kommen. Ist dieser zu klein, kann es zum Verhindern des Freischneidens kommen [47].

Die mechanischen Schädigungen, die bei den operativen Eingriffen entstehen, werden durch das Eingreifen der Werkzeugschneiden in den Knochen verursacht. Dies kann nicht umgangen werden, da bei der Bearbeitung das Material abgetragen werden muss [70, 73].

Bei der unsachgemäßen Anwendung des Werkzeuges kann es zum Herausbrechen von Knochensegmenten oder zum Entstehen von Rissen und Mikrofrakturen kommen [47, 71].

Um das Festsetzen von Sägeblättern im Sägespalt zu verhindern, werden die Zähne entweder breiter als der Schaft des Sägeblattes gestaltet oder sie werden geschränkt. Durch diese zwei Möglichkeiten wird erreicht, dass der Sägespalt breiter ist als das Sägeblatt und die Knochenspäne leichter abtransportiert werden können. Es kommt zur Reduktion der Reibung zwischen Werkzeug und Werkstück und damit auch zur Minderung der Wärmeentwicklung [3, 47, 71].

Der Vorteil eines ungeschränkten Sägewerkzeuges ist die glatte Oberfläche, die eine bessere Reposition der Knochenfragmente nach einer Osteotomie erlaubt. Da an der Oberfläche auch kaum Späne bleiben, sind die Schnittflächen frei von avitalem Gewebe, was die Infektionsgefahr reduziert. Um die Reibung jedoch so gering wie möglich zu halten, muss die Verbreiterung der Sägezähne auf die Zahnspitzen reduziert werden. Um die Spanabnahme zu verbessern, können die Zähne wechselweise seitlich abgeschränkt werden. Dadurch wird die Verformungsarbeit bei der Zerspanung herabgesetzt und damit auch ein Teil der dabei entstehenden Wärme [46].

Das Sägeblatt wird durch die Länge, Breite, Dicke, und den Schwingradius charakterisiert.

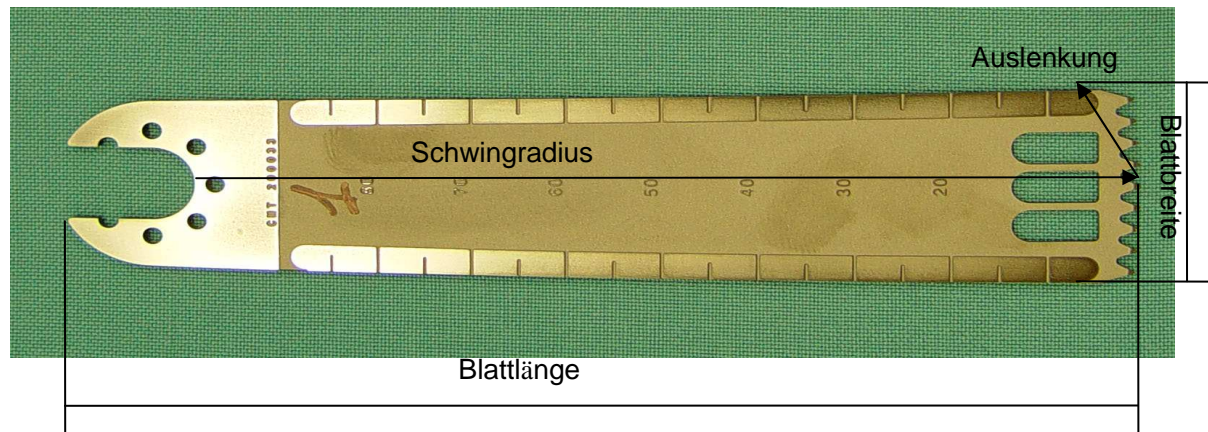


Abbildung 3: Masse eines Sägeblattes, Sägeblatt CMT

Der Spanwinkel ist für symmetrische Zähne immer negativ [3].

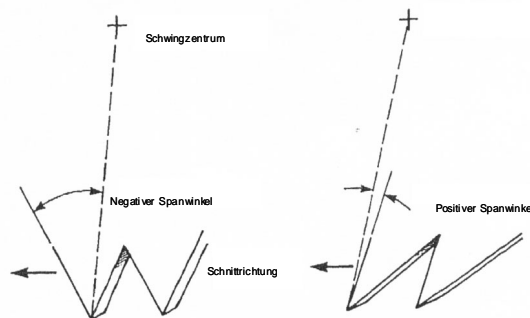


Abbildung 4: schematische Darstellung von positivem und negativem Spanwinkel aus [3]

Wie man aus den Bildern erkennen kann, gibt es im Blattaufbau unterschiedliche Spanwinkel. Diese haben grossen Einfluss auf die Sägeleistung [2, 3, 36, 37, 47, 68]. Ein positiver Spanwinkel von 3° erzielt niedrigere Temperaturen als ein negativer Spanwinkel von 30° . Jedoch ist die Knochenentfernungsrate bei einem positiven Spanwinkel kleiner [2]. Tieferere Temperaturen werden auch bei einem negativen Spanwinkel von 10° im Vergleich zu einem negativen Winkel von 30° erreicht [35].

Die Erhöhung des Schwingradius führt zur Zunahme der Knochenentfernungsrates [2].

Das optimale Schneiden wird dann gewährleistet, wenn der dabei benötigte Energieaufwand und die Kräfte so niedrig wie möglich gehalten werden. Dafür sind ein kleiner negativer Spanwinkel und eine hohe Vorschubgeschwindigkeit für nicht vibrierendes Schneiden optimal.

Ein kleiner negativer Spanwinkel, eine niedrige Frequenz und eine hohe Amplitude wären vor allem bei vibrierendem Schneiden von Vorteil.

Damit weniger Wärme entwickelt wird, sollte eine Energie- und Schneidekraftreduktion stattfinden. Dies würde zu einer Minderung der Temperatur an der Schnittfläche und damit zur Reduzierung der Hitzenekrose führen. Die, vom Chirurgen und Instrumentarium geleistete Arbeit würde verkürzt werden, was den Verschleiss des Instrumentes verhindert, den chirurgischen Vorgang vereinfacht und die Operationsdauer verkürzt [36].

Durch den mehrfachen Gebrauch eines Sägeblattes kommt es zu Schäden an den Zähnen, vor allem, wenn das Sägeblatt auf Metall trifft. Es sollte dann ein neues eingesetzt werden [23, 65, 71].

Im allgemeinen sieht die optimierte Werkzeuggeometrie wie folgt aus [48]:

Tabelle 1: Optimierte Werkzeuggeometrie aus [48]

Sägeblattdicke	0,3 – 0,6 mm
Spanwinkel	-15° bis -25°
Spanraum	gross
Teilung	gross
Schränkung / Sägeblattdicke	> 1.7
Schränkung	ungeschränkt mit verbreiteten Zahnspitze
Zahnform	symmetrisch, wechselweise seitlich abgeschrägt

Das Vermeiden der thermischen Schädigung ist beim Sägen das wichtigste Kriterium [2, 19, 23, 24, 68], welches durch Minimierung der Temperatur und Verkürzung der Schnittzeiten erreicht werden kann. Dabei wird der Wärmeübergang in den Knochen geringer, die Einwirkzeit und auch die Operationszeit verkürzt. Diese Anforderungen werden bei einer Sägeblattdicke von 0,3 – 0,6 mm erreicht. Die geringe Dicke dieser Instrumente ermöglicht dem Operateur mit niedrigem Kraftaufwand zu arbeiten, wodurch die leichtere Handhabung und damit auch die schnellere Durchtrennung des Knochens erreicht werden. Da es sich beim Knochen um ein Material handelt, dessen Wärmeleitung gering ist, führt es in Verbindung mit dem geringen Zerspanvolumen zu den niedrigen Temperaturen. Des Weiteren ist der geringe Materialverlust von Vorteil [47].

Jedoch bringt die geringe Dicke des Instrumentes andere Nachteile mit sich. Das Werkzeug hat eine geringere Biegefestigkeit und eine höhere Nachgiebigkeit. Somit kann die exakte Schnittführung nicht immer gewährleistet werden. Das Sägeblatt kann aus der Vorschubrichtung aus-

weichen und sich im Sägespalt verspannen [47].

Im Weiteren kann über die Geometrie der Sägezähne folgendes gesagt werden: Bei hohen Schnittgeschwindigkeiten ist ein kleiner negativer Spanwinkel für die spanende Bearbeitung von Vorteil. Die weitere Temperaturerniedrigung wird durch eine Veränderung des Spanwinkels in positive Richtung erreicht. Jedoch verhält sich das Sägeblatt bei der Zerspanarbeit dann wesentlich aggressiver. Das Sägeblatt verzahnt sich wesentlich leichter im Knochen und die Handhabung verschlechtert sich [2, 36, 47]. Dagegen sind die Sägeblätter mit dem grossen, negativen Spanwinkel länger einsetzbar, da dieser niedrigere Schnittkräfte erzeugt und dadurch weniger verschleißanfällig ist [23].

Ein weiterer Vorteil der heute zum Teil verwendeten Werkzeuge mit negativem Spanwinkel ist die Schonung des umliegenden Weichteilgewebes, denn deren Sägezähne verdrängen dieses um den Betrag des Sägeschubes. Die Sägezähne, die einen positiven Spanwinkel aufweisen, rasten in das umliegende Gewebe ein und zerschneiden es. Aus diesem Grunde muss bei dieser Art von Sägeblättern das umliegende Gewebe effektiv mit Wundhaken oder Hohmann-Hebeln retrahiert werden.

Um die anfallenden Sägespäne gut zu erfassen und abzutransportieren, sollte der Spanraum der Säge und die Teilung möglichst gross gewählt werden. Das zusätzliche Anbringen von Spanräumen verschafft keinen Vorteil beim Späneabtransport, sondern führt lediglich zur vermehrten Reibung am Knochen mit zusätzlicher Temperaturerhöhung. Die durch diese Reibung entstehende Wärme kann mit Hilfe einer gut funktionierenden Spanabfuhr verringert werden.

Wichtig ist das Verhältnis zwischen Schränkungsweite und Sägeblattstärke. Dieses muss gross genug sein, damit sich das Werkzeug gut freischneiden kann und die ausreichende Spanabfuhr gewährleistet ist [47].

2.3.2 Wärmeentwicklung

Bei der Verwendung der oszillierenden Sägewerkzeuge in der Chirurgie kommt es zum Auftreten von höheren Temperaturen. Diese entstehen beim Zerspanprozeß, durch die Umwandlung der Energie in Wärme [3, 19, 23, 24, 36, 47, 68]. Das führt zur Aufheizung des Knochens, was mit der Gefahr einer thermischen Schädigung einhergeht. Nicht nur hitzeempfindliche Strukturen wie Eiweiße sind gefährdet, sondern auch mineralische Bestandteile wie Hydroxyapatit werden ab einer bestimmten Temperatur irreversibel geschädigt [23, 47].

Die Ausbreitung der thermischen Schädigung des Gewebes hängt von der Temperaturhöhe und ihrer Einwirkzeit ab [10, 23, 36, 43]. Diese Parameter werden vor allem durch die Werkzeuggeometrie, die Beschaffenheit des Knochens, die Schnittbedingungen, den Einsatz einer Kühlung und den Verschleisszustand des Sägewerkzeuges beeinflusst. Das Erhöhen der Drehzahl und der Vorschubkraft führt zu einer Reduktion der Temperatur im Knochen [1, 35].

Um die thermische Schädigung so gering wie möglich zu halten, ist der Verschleisszustand des Sägewerkzeuges von entscheidender Bedeutung. Kommt es während des Sägevorganges zum Kontakt mit Metall, sollte dieses nicht mehr eingesetzt werden [35].

Aus früheren Untersuchungen ist bekannt, dass durch die mechanische Bearbeitung von Knochen gravierende Temperaturerhöhungen entstehen können, welche Knochennekrosen verursachen [16, 35, 42, 45, 60, 62]. Diese durch thermische Beeinflussung entstehende Schädigung ist als irreversible Zerstörung der organischen Matrix durch eine Exposition erhöhter Temperaturen beschrieben worden [35].

An den Osteotomiekannten finden gegensätzliche Vorgänge statt: die Resorption von nekrotischem Gewebe und deren Substitution durch neu

gebildeten Knochen [35]. Der Wettlauf wird durch die entstehende Wärmeproduktion zugunsten der Resorption beeinflusst [35]. Als Folge daraus entwickelt sich eine Resorption an den Frakturenenden.

Frühere, in Bezug auf die Temperaturerhöhung durchgeführte Studien zeigten die Denaturierung der Schlüsselproteine [24]. Die Aktivität der Alkalischen Phosphatase erlosch *in vitro* bei 56°C [44]. Bereits eine Temperatur von 50°C verursachte mechanische Veränderungen im Knochen durch Neuorientierung der Kollagenmoleküle [6].

Um eine Temperaturreduktion zu erreichen, wurde ein Sägeblatt entwickelt, das in seinem Inneren gekühlt werden konnte. Dieses wurde aus zwei Sägeblättern aufgebaut, die mit einander verbunden waren, aber über einen Hohlraum dazwischen verfügten. In diesen wurde beim Sägevorgang eine Kühlflüssigkeit geleitet. Der Temperaturanstieg im Knochen konnte so wesentlich reduziert werden, jedoch ist das doppelte Sägeblatt wesentlich dicker als das normale. Eine gleiche Senkung der Temperatur konnte durch eine externe Kühlung mit diesem Sägeblatt nicht erreicht werden [64]. Hingegen den Berichten anderer Autoren zufolge ist die externe Kühlung genau so gut wie die interne, welche wesentlich teurer ist [36].

Weiterhin ist die Wärmeentwicklung im Knochen abhängig von der Dicke des Sägeblattes. Je dicker das Sägeblatt war, desto höher waren die beobachteten Temperaturen [36].

Auch die Geschwindigkeit beim Sägevorgang spielt eine grosse Rolle bei der Temperaturentwicklung. Je grösser diese ist desto tiefer bleibt die Temperatur [36]. Die Vorschubkraft, die bei der Zerspanarbeit benötigt wird, ist bei dickeren Blättern grösser. Dadurch wird die Vorschubgeschwindigkeit gesenkt, was zu einer längeren Kontaktzeit zwischen Werkzeug und Werkstück und somit zu einer höheren Temperatur im Knochen führt [46].

Die Temperaturwerte, die bei unterschiedlichen Versuchen festgestellt wurden, gehen weit auseinander und werden von mehreren Autoren kontrovers diskutiert. Ende der siebziger Jahre wurden beim Sägen ohne Kühlung Temperaturen bis 150°C am Sägeblatt erreicht. Diese waren von Rotationsgeschwindigkeit, Penetrationsgeschwindigkeit, Schnitttiefe und Angriffswinkel abhängig [31, 37].

Durch weitere Tests im Jahre 1989 wurden bei der Anwendung einer konventionellen Säge ohne Kühlung Temperaturen von durchschnittlich 68°C (44 - 100°C) im Sägeblatt erreicht [61]. Das zeigt, dass das Thema der Knochenschädigung bei der Zerspanarbeit über Jahrzehnte aktuell blieb und mehrere Gruppen von Wissenschaftler sich mit der Optimierung der Sägeblattgeometrie beschäftigt haben und noch heute beschäftigen [2, 19, 68]. Es wurde Ende der achtziger Jahre die optimale Sägeblattgeometrie definiert [47].

Die Angaben über die Temperaturhöhe und deren Einwirkzeit bezüglich der Knochenschädigung sind verschieden. Es steht jedoch fest, dass die Temperaturhöhe mit der Einwirkzeit in Verbindung steht [23, 24, 36, 47]. So beträgt die anfängliche Temperatur, die zu einem Schaden des Knochens führt 44°C, wobei die meisten Autoren den schädlichen Bereich ab 47°C definieren [1, 8, 10, 24, 36, 63].

Bei Überschreitung der 55°C Grenze für nur wenige Sekunden kommt es zu Koagulation und Nekrose der Zellstrukturen [36] und bei einem Hitzeschock für 10 min bei 48°C zu einer Nekrose, jedoch nicht zu einer Apoptose [51].

2.3.3 Mechanische Zerstörung

Bei einem Zerspanprozess wird das Material abgetragen. Neben der thermischen Schädigung des Gewebes ist noch deren mechanische Zerstörung und eine Obliteration der Knochenkanäle mit Bohrmehl für

Nekrosen ausschlaggebend [19]. Bei den früher durchgeführten Untersuchungen auf diesem Gebiet, stand vor allem die Wärmeentwicklung im Vordergrund, so dass die mechanische Schädigung der Knochenoberflächen nicht weiter untersucht wurde, bzw. zumindest keine Literatur zu diesem Thema zur Verfügung stand.

2.4. Ziel der Studie

In der vorliegenden Arbeit sollte ein neues Sägeblatt mit spezieller Geometrie evaluiert und mit dem konventionellen Sägeblatt in den physikalischen Parametern wie Temperaturentwicklung, Knochenspäne-Abtransportrate und die mechanische Zerstörung des Knochens verglichen werden.

2.5 Hypothese

Es wurde erwartet, dass einerseits das neu entwickelte Sägeblatt durch seine spezielle Geometrie einen besseren Knochenspäne-Abtransport gewährleistet und damit tiefere Temperaturen erzeugt. Andererseits die Osteotomiefläche möglichst schonend bearbeitet wird und dadurch die bessere Reposition der Knochenenden erlaubt.





3 Material und Methoden

3.1 Aufbau der Studie

Für die experimentelle Studie wurden insgesamt 20 Unterschenkelknochen (Tibiae) von Schweizer Alpenschafen gewonnen und präpariert. Es handelte sich dabei um die Knochen weiblicher Tiere zwischen 2 und 4 Jahren. An den ersten 10 Knochen wurde eine Osteotomie mit dem konventionellen Sägeblatt durchgeführt, bei den übrigen 10 wurde das neue Spezialsägeblatt eingesetzt.

3.2 Daten der beiden Sägeblätter

Tabelle 2: Technische Daten der Sägeblätter

Name	Konventionelles Sägeblatt (CVS)	Neues Sägeblatt (CMT)
Firma	Synthes	CMT Rickenbach
Bezeichnung	519.108	200033
Länge	116 mm	115,6 mm
Breite	25 mm	24,88 mm
Dicke Schaft	0,8 mm	0,9 mm
Dicke Schnitt-	0,9 mm	1,2 mm
Anzahl der Zäh-	14	9
Schränkung, Verbreitung	nicht geschränkt, um 0,1 mm angeschliffen	ungeschränkt, Zahnspitzen um 0,3 mm verbreitert
Übersicht		
Zähne		

3.3 Vorbereitung der Knochen

Nach der Schlachtung wurde das gesamte Weichteilgewebe von den Knochen entfernt. Die distale Epiphyse inklusive Sprunggelenk wurde mit der Handsäge abgesägt. Um die Austrocknung der Knochenoberfläche zu vermeiden, wurde diese mit einer mit 0,9% Kochsalzlösung durchtränkten Gaze bedeckt. Danach wurde der Knochen in einen Plastikbeutel verpackt und bei -18°C eingefrorenen [2]. Die Knochen zeigten

keine signifikanten Veränderungen der Struktur durch die Lagerung im eingefrorenen Zustand [59].

3.4 Entwicklung der Sägevorrichtung

Um ein wiederholbares Testen zu gewährleisten, wurde speziell dafür ein Sägeprüfstand entwickelt. Der Sägeprüfstand besteht aus einer Linearführung (Abb. 18) mit sehr geringem Widerstand (FDA 15, Franke GmbH, Aalen, Germany) auf welche eine oszillierende Säge (Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz) montiert wurde, sowie einer Gewichtshalterung, die zum Einstellen der axialen Schnittkraft dient. Die Linearführung wurde zusätzlich mit einem Anschlag in vertikaler Richtung ausgerüstet, um Tests mit einer immer gleichen Schnitttiefe von 10 mm durchführen zu können (Abb. 20). Um die oszillierende Bewegung der Säge konstant zu halten, wurde der Druck der anliegenden Luft anhand eines Manometers und Regelventils auf sechs bar limitiert (Druckluft-Filter und Regelventil, LFR-1/4-D-7-MINI, Festo AG, Dietikon, Schweiz). Der zur Verfügung stehende interne Hausdruck betrug etwa 7 bar, so dass die 6 bar zu jedem Zeitpunkt gewährleistet waren. Als Halterung dieses Prüfstandes diente eine zweiachsige, servohydraulische Testmaschine (MTS Mini Bionix 858, MTS Systems Corporation 14000 Technology Drive, Eden Prairie, MN, USA), die vertikale und rotative Bewegungen zulässt (Abb. 18). Dies ermöglichte ein einfaches Ausrichten des Prüfstandes gegenüber dem eingespannten Tibia Knochen. Um den Knochen sicher einspannen zu können, diente ein herkömmlicher industriell genutzter Schraubstock (Horex® 365040 100). Dieser wurde mittels einer Zwischenplatte auf die Kraftmessdose der servohydraulischen Testmaschine geschraubt, um so die während des Schneidens auftretenden axialen Kräfte und Momente, respektive die Schnittkräfte in radialer Richtung messen zu können.

3.5 Vorbereitung der Sägeblätter

Zum Vergleich standen insgesamt 20 Sägeblätter zur Verfügung. Davon wurden 10 neu entwickelt, bei den anderen 10 handelte es sich um die konventionellen Sägeblätter. Jedes Blatt wurde anhand eines wasserfesten Stiftes von 1 – 10 durchnummeriert.

3.6 Vorbereitung der Temperaturmessung

Bei der Temperaturmessung wurden ein digitales Raumthermometer (Testo 110, Testo AG, Volketswil, Schweiz) und eine Infrarotkamera (Infrarot-Spektralpyrometer, Dr. Georg Mauerer GmbH, Kohlberg, Deutschland) eingesetzt. Die Kamera verfügte über eine Digitalanzeige der Temperatur und einen Infrarot-Laser der inmitten der Linse angebracht war, um das Ausrichten der Kamera gegenüber der Schnittachse zu ermöglichen. Nachdem die Kamera, die auf einem Stativ befestigt war, korrekt ausgerichtet war, konnte dieser Infrarot-Laser zur Seite geschoben werden um so das Messen der Temperatur zu ermöglichen (Abb. 21).

3.7 Versuchsdurchführung

Die Knochen wurden 24 Stunden vor Durchführung des Sägens aufgetaut und am Versuchstag in den Schraubstock eingespannt. Danach erfolgten das Markieren der Schnittachse und deren Richtung, Anfang und Ende des Schnittes, mit einem wasserfesten Stift (Abb. 23).

Nach dem Fixieren und Markieren des Knochens wurde das Sägeblatt in die oszillierende Säge eingespannt. Vor jedem Sägevorgang wurde jeweils der anliegende Druck von 6 bar kontrolliert. Die statische Schnittkraft in axialer Richtung betrug 29 N um so ein sicheres Durchschneiden der Tibiacorticalis zu ermöglichen.

Die Kraft, die laut früher erfolgten Untersuchungen von einem Chirurgen während einer Operation ausgeübt wird, bewegt sich zwischen 45 und 75 N [36]. Eine andere Arbeitsgruppe zeigte, dass für einen Sägevorgang eine Kraft von 19 – 29 N eine optimale Belastung darstellt, um einen möglichst guten Sägevorgang zu gewährleisten [3].

Die Säge wurde von Hand bis zur Knochenoberfläche heruntergelassen und im Moment des Eingreifens der Zähne los gelassen. Von Anfang bis Ende des Sägevorganges wurde die Zeit mit einer Stoppuhr gemessen. Beim ersten Schnitt wurde der Knochen komplett durchgesägt, und die dabei gewonnene Probe aufgefangen und in eine Plastiktüte verpackt. Danach erfolgte der zweite Schnitt, bei dem die Temperatur gemessen wurde (Abb. 24). Um bei den Temperaturmessungen annähernd gleiche Bedingungen zu haben, wurde mittels Anschlag der Linearführung eine Schnitttiefe von 10 mm eingestellt.

Die Infrarotkamera wurde so ausgerichtet, dass die Temperaturmessung ca. 1 mm seitwärts neben dem Sägespalt erfolgte. Während des gesamten Sägevorganges erfolgte eine kontinuierliche Temperaturmessung und es wurde jeweils der höchste Wert protokolliert. Zusätzlich wurden noch folgende Temperaturen gemessen: Die Raumtemperatur, die Knochenoberflächentemperatur vor dem Sägen und die Temperatur im Sägespalt nachdem die Säge entfernt wurde. Alle Daten wurden in einen Messprotokoll aufgenommen.

Nach dem erfolgreichen Durchführen aller 40 Schnitte wurden die 20 gewonnenen Knochenscheiben einzeln vermessen

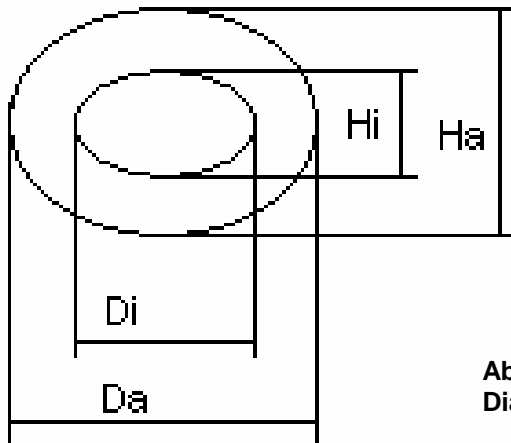


Abbildung 5: Messen von Höhe und Durchmesser einer Knochenscheibe

D_i – Diameter innen [mm]
 D_a – Diameter aussen [mm]
 H_a – Höhe aussen [mm]
 H_i – Höhe innen [mm]

Danach wurde jede Knochenscheibe auf ein rotes Papier gelegt, beschriftet und abfotografiert.

Mit Hilfe einer Handsäge erfolgte die Teilung jeder Probe entlang ihrer Schnittachse in zwei halbmondförmige Stücke. Eines der halbmondförmigen Stücke wurde in eine 4%ig gepufferte Formalinlösung und das andere in eine 0,4%ig gepufferte Fuchsin (Fluka AG, Buchs, Schweiz) Alkohollösung (50%ig) gelegt.

3.8 Probenaufbereitung und Auswertung

3.8.1 Aufbereitung der Proben

Die Proben, zu denen 4%ig gepufferte Formalinlösung gegeben wurde, wurden ca. 1 Woche bei Zimmertemperatur, die andere zu 0,4%igem Fuchsin in 50%igem Alkohol gegebene Probe für 14 Tage konserviert. Nach der Fixation wurden die in Formalin konservierten Proben mit Wasser gewaschen. Dabei wurde das Wasser dreimal alle 20 Minuten

gewechselt. Es folgte eine aufsteigende Alkoholreihe um eine ausreichende Dehydratation der Probe zu gewährleisten. Die Proben wurden zuerst in 50%igen Alkohol gelegt. Dieser wurde im Abstand von 30 Minuten dreimal gewechselt. In einem weiteren Schritt erfolgte die Lagerung der Proben in 70%igem Alkohol für 24 Stunden, jedoch wurde nach 12 Stunden die Lösung gewechselt. Derselbe Vorgang wurde in 80%iger Alkohollösung wiederholt. Daraufhin erfolgte eine Lagerung der Proben in 90%iger und in 96%iger Lösung für jeweils 12 Stunden. Anschliessend wurden die Knochenstücke im Abstand von 12 Stunden 4 mal mit 100%igem Alkohol entwässert, wobei bei den Proben in Fuchsinlösung jeweils 0,4%iges Fuchsin enthalten war. Die darauf folgende Entfettung in Xylol fand während vier Tagen unter Vakuum bei Raumtemperatur statt, wobei das Xylol nach dem ersten Tag gewechselt wurde. In einem nächsten Schritt wurden die Proben eine Woche lang unter Vakuum bei 4 °C mit Methylmetacrylat infiltriert. Um das Methylmetacrylat herzustellen wurden Methacrylsäure-methylester (Flika Chemie GmbH, Buchs, Schweiz), Dibutylphthalat (Merck-Schuchard, Hohenbrunn, Deutschland) und Perkadox 16 (Dr. Grogg Chemie AG, Stetten, Schweiz) im Verhältnis 89.5 : 10 : 0,5 für 20 min. mittels Magnetrührer gemischt. Nach dieser Vorbereitung wurden die Proben mit Methylmetacrylat in spezielle luftdichte Teflonformen eingebettet und mehrere Tage bei Raumtemperatur bis zur Polymerisation aufbewahrt. Auf die ausgehärteten Blöcke wurden mittels Historesinplastikkleber (Leica Instruments GmbH, Nussloch, Deutschland) spezielle Plastikaufsätze geklebt. Diese waren für die Einspannung der Blöcke in die Sägevorrichtung notwendig. Nachdem der Historesinplastikkleber ausgehärtet war, konnten die Proben herausgenommen werden.

Mit einer Präzisionsinnenlochsäge (Leica® SP1600, Leica Instruments GmbH, Nussloch, Deutschland) wurden aus den Formalin fixierten Blö-

cken 400 µm dicke Schnitte hergestellt. Aus den mit Fuchsin fixierten Blöcken wurden 300 µm dicke Schnitte geschnitten. Danach wurden alle Schnitte mittels Schnellkleber (Cemenit® CA 12, Merz+Benteli AG, Niederwangen, Schweiz) auf weisse Acropalträger geklebt. Die 400 µm dicken Schnitte wurden mit Hilfe einer Schleif- und Poliermaschine (Planopol-V; Struers A/S, Rodorve, Dänemark) auf eine Dicke von ca. 40µm geschliffen. Danach erfolgte eine Oberflächenfärbung mit Toluidinblau. Die 300µm starke Dickschnitte wurden mit der gleichen Schleif- und Poliermaschine (Planopol-V; Struers A/S, Rodorve, Dänemark) auf eine Dicke von ca. 80µm geschliffen.

3.8.2 Untersuchungsmethoden

3.8.2.1 Sägespäne – Abtragrate – Berechnung

Die Menge der abtransportierten Späne wurde mit Hilfe der folgenden Formeln berechnet:

$$\text{Fläche}_{\text{Knochen}} \times \text{Dicke}_{\text{Blatt}} = \text{Volumen}_{\text{Knochen}}$$

$$\text{Volumen} / \text{Zeit} = \text{Sägespäneabtragrate}$$

Um die Schnittfläche des Knochens zu berechnen, wurden zuerst alle Proben auf ein rotes Papier aufgelegt. Neben jeder Probe wurde ein Massstab platziert. Von allen zu untersuchenden Knochenstücken wurden mit Hilfe einer Digitalkamera (Sony Cyber – shot DSC – F707, Sony Corporation, Japan) die Schnittflächen abfotografiert. Danach wurden, mit einem speziell dafür entwickelten Programm welches mit MatLab (MATLAB Version 6.5, The Math Works, Inc) erstellt wurde, die jeweiligen Bilder geöffnet. In einem ersten Schritt, wurde der Ausschnitt aus-

gewählt auf welchem die Schnittfläche zu sehen war und anschliessend fünf verschiedene Punkte auf dieser Fläche selektiert. Danach wurden automatisch all die Pixel selektiert, welche sich im Farbbereich der fünf ausgewählten Punkte befanden. Alle selektierten Pixel erschienen blau (Abb. 30). Falls diese blaue Fläche noch nicht ganz der Schnittfläche entsprach, konnten weitere Punkte ausgewählt und der ganze Vorgang wiederholt werden bis der Anwender mit der Genauigkeit der Anfärbung zufrieden war. In einem zweiten Schritt wurde der Massstab ausgewählt, um die Pixel zu skalieren. Nach diesem Schritt wurde dann die Schnittfläche von Anzahl Pixel in mm² umgerechnet.

Die Dicke der Sägeblätter wurde aus den Sägeblattdaten entnommen. Die Schnittzeit konnte aus dem Versuchsprotokoll entnommen werden.

3.8.2.2 Berechnung von ΔT

Delta T ergab sich aus der Differenz zwischen der Temperatur während des Schneidens und der Temperatur vor dem Schneiden. Nach der Berechnungsformel:

$$\Delta T = T_{\text{während Schnitt}} - T_{\text{vor Schnitt}}$$

3.8.2.3 Auswertung des Temperaturanstiegs im Knochen

Als entscheidendes Kriterium wurde die Höhe der Temperatur im Knochen ausgewählt. Dieses wurde nach einem speziell dafür entwickelten Scoring - System bewertet (Tab. 3).

Tabelle 3: Scoring - System Temperaturlimit

Temperaturhöhe in °C	< 44	≥ 44
Score	0	1

Für die Erstellung dieses Scoring - Systems wurde zur normalen Körpertemperatur (**37°C**) der Delta T Wert dazu addiert. Dies war erforderlich, da diese Studie *in vitro* durchgeführt wurde und die Knochenoberflächentemperatur tief unter der physiologischen Temperatur lag. Die Temperatur **≥ 44°C** wurde als Limittemperatur ausgewählt, weil es von da an zu Knochenschädigungen (Karbonisierung, Nekrose) kommt.

3.8.2.4 Histomorphometrie

Für die histomorphometrische Untersuchung wurden die Fuchsin Schnitte mit einem Mikroskop (Leica® MDL 505097) bei 10 facher Vergrößerung mit Hilfe einer Kamera (Leica DC 320®) und entsprechender Software (Leica IM 1000®) in einen Computer eingelesen. Pro Schnitt wurden jeweils 3 Bilder gemacht, wobei das erste die Fläche des Starts, das zweite die Mitte und das dritte den Schluss der bearbeiteten Knochenoberfläche beim Schnitt darstellt. Mit dem gleichen, wie für die Flächenberechnung verwendeten Programm (MATLAB Version 6.5, The MathWorks, Inc) wurden fünf Punkte ausgewählt, die sich im Bereich der mit Fuchsin stark infiltrierten Zone befanden. Es wurden wiederum alle Pixel die sich in diesem Farbbereich befanden, blau eingefärbt und aufaddiert. Falls die blau angefärbten Pixel dem geschädigten Knochen entsprachen, wurde am Schluss die Anzahl blau eingefärbter Pixel durch die Gesamtzahl der Pixel des Bildes, was bei allen gemachten Bildern gleich war, dividiert. Mittels dieser dimensionslosen Zahl konnte ermittelt werden wie gross die Knochenzerstörung im Verhältnis zur Gesamtfläche war (Ratio).

3.8.2.5 Statistik

Die statistische Überprüfung der gewonnenen Daten erfolgte mit Hilfe des Programms SPSS Version 13.0, bei dem die Raumtemperatur, die Temperatur vor, während und nach dem Schneiden, die delta Temperatur, das Temperaturlimit, die Schnittzeit, die Blattdicke, die bearbeitete Knochenfläche, die Abtragate, die Anzahl der Bildpixel, der Schaden des Knochens und das Verhältnis von gesundem zu geschädigtem Knochen mit einem T-Test und einem bivariablen Korrelations-Test untersucht wurden. Aus den gewonnenen Ergebnissen wurden die Daten der deskriptiven Statistik wie Mittelwert und Standardabweichung errechnet. Als statistisch signifikant wurden p-Werte <0.05 angesehen.

4 Ergebnisse

4.1 Versuch

Der Sägeversuch konnte bei allen 20 Tibiae durchgeführt werden, jedoch ergaben sich während des Sägens sehr starke Vibrationen. Diese waren zum Teil so stark, dass die Sägevorrichtung zusätzlich manuell von einem Versuchsassistent stabilisiert werden musste. Diese Störungen verkomplizierten das Freischneiden der Säge. Das äusserte sich im zwischenzeitlichen Verklemmen der Sägeblätter im Sägespalt. Bei ca. 10% der Proben kam es zum Herausbrechen von kleinen Knochenfragmenten. Jedoch konnten auch diese Proben für die Auswertung verwendet werden.

4.2 Temperatur

4.2.1 Raumtemperatur

Eine vergleichende Betrachtung der untersuchten Sägeblätter ergab keinen signifikanten Unterschied ($p < 0.760$) in der Raumtemperatur. Bei den beiden Gruppen von Sägeblättern bewegte sich die Raumtemperatur überwiegend im Bereich von **22.5 – 23.5 °C**. Jedoch wurden sowohl bei den neuen als auch bei den konventionellen Sägeblättern Temperaturen zwischen **22 – 24 °C** gemessen

(Abb. 6). Der Mittelwert befand sich sowohl bei der neuen als auch bei der konventionellen Sägeblattgruppe bei **23 °C ± 0.6**.

4.2.2 Temperatur vor dem Schnitt

Das Messen der Temperatur vor dem Sägen zeigte, dass zwischen den beiden Gruppen ein signifikanter Unterschied ($p < 0.000$) vorhanden war. Die aufgenommenen Werte der Temperatur vor dem Schnitt bewegten sich bei den konventionellen Sägeblättern im Bereich zwischen **21 – 26 °C**, wobei die Temperatur zwischen **22 – 24 °C** bei den meisten der Proben gemessen wurde. Der Mittelwert lag bei **23.2 °C ± 1.5**. Die bei den neuen Sägeblättern gewonnenen Resultate lagen zwischen **23 – 26 °C**, jedoch wurde bei einer Probe die Temperatur von **22 °C** gemessen. Im Vergleich zu den konventionellen Sägeblättern war die gemessene Temperatur vor dem Sägen der neuen Sägeblätter um zwei Grad wärmer. Die meisten Proben der neuen Sägeblätter wiesen eine Temperatur zwischen **24 – 25 °C** auf, deren Mittelwert befand sich bei **24.6 °C ± 1.2** (Abb. 7).

4.2.3 Temperatur während des Schnitts

Beim Messen der Temperatur während des Sägevorgangs zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied ($p < 0.000$). Die konventionellen Sägeblätter hatten eine deutlich geringere Temperatur entwickelt, deren Bereich sich zwischen **26 – 35 °C** erstreckte und deren Mittelwert bei **28.6 °C ± 2.8** lag. Bei den neuen Sägeblättern bewegte sich die Temperatur überwiegend zwischen **31 – 39 °C**. Ausserdem wurde bei einer Messung eine einmalige Temperatur von **47 °C** gemessen. Der Mittelwert dieser Gruppe betrug **36.3 ± 4.4 °C**. Die graphische Darstellung kann aus der Abbildung 8 entnommen werden.

4.2.4 Temperatur nach dem Schnitt

Auch beim Messen der Temperatur nach dem Sägevorgang konnte ein signifikanter Unterschied ($p < 0.000$) festgestellt werden. Der aufgenommene Temperaturbereich der konventionellen Sägeblätter lag überwiegend zwischen **27 – 33 °C**, wobei der Mittelwert sich bei **29.8 ± 2.8 °C** befand.

Die neuen Sägeblätter erreichten Temperaturen zwischen **28 – 39 °C**, wobei der Mittelwert bei dieser Gruppe bei **35.2 ± 3.5 °C** lag (Abb. 9).

4.2.5 Δ Temperatur

Bei der errechneten ΔT wurde weiterhin ein signifikanter Unterschied ($p < 0.000$) festgestellt. Die neuen Sägeblätter zeigten eine Temperaturdifferenz, die sich überwiegend im Bereich zwischen **9 – 13 °C** bewegte, wobei auch die einzelnen Werte bei **6, 14 und 21 °C** registriert wurden. Der Mittelwert dieser Gruppe betrug **11.7 ± 4.2 °C**. Die konventionellen Sägeblätter erreichten Temperaturunterschiede zwischen **2 – 10 °C**, je-

doch waren die meisten Ergebnisse zwischen **4** und **7 °C** zu sehen. Der Mittelwert dieser Sägeblätter lag bei **5.4 ± 2.3 °C** und war somit um mehr als das doppelte kleiner als die ΔT der neuen Sägeblätter (Abb. 10).

4.2.6 Temperaturlimit

Beim Errechnen des Temperaturlimits zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied ($p < 0.000$). Acht der zehn neuen Sägeblätter erreichten das Temperaturlimit und waren mit ihrer Temperaturentwicklung im schädlichen Bereich (**≥ 44 °C**). Der errechnete Mittelwert des Scoring-Systems betrug dabei **0.8 ± 0.4** . Bei den konventionellen Sägeblättern lagen nur drei von zehn Sägeblättern im Bereich von (**≥ 44 °C**). Der dabei errechnete Mittelwert betrug **0.3 ± 0.5** und lag somit mehr als zweifach unter dem der neuen Sägeblätter.

4.3 Schnittzeit

Das Auswerten der Schnittzeit ergab keinen signifikanten Unterschied ($p < 0.346$). Die Schnittgeschwindigkeit der neuen Sägeblätter bewegte sich zwischen **4 – 8 sec.**, wobei der errechnete Mittelwert **6.5 ± 1.4 sec.** betrug. Die konventionellen Sägeblätter sägten mit einer Zeit von **4 – 11 sec.** Dabei lagen die Schnittgeschwindigkeiten der meisten Sägeblätter zwischen **6 – 7 sec.** und der errechnete Mittelwert bei **6.9 ± 1.84 sec.** (Abb.12).

4.4 Fläche des bearbeiteten Knochens

Beim Ermitteln der Knochenflächen, die von beiden Sägeblattgruppen bearbeitet wurden, konnte kein signifikanter Unterschied ($p < 0.219$) festgestellt werden. Der Mittelwert der Fläche, die mit den neuen Sägeblät-

tern bearbeitet wurde, lag bei **$201.9 \pm 28.3 \text{ mm}^2$** und der der konventionellen Sägeblätter bei **$193.7 \pm 22.8 \text{ mm}^2$** (Abb. 13).

4.5 Sägespäne-Abtragate

Beim Errechnen der Abtragate der beiden Sägeblattgruppen wurde ein signifikanter Unterschied ($p < 0.000$) festgestellt. Die Abtragate der neuen Sägeblätter befand sich vor allem im Bereich von **$34 - 40 \text{ mm}^3/\text{sec}$** , wobei der Mittelwert bei **$38.2 \pm 5.5 \text{ mm}^3/\text{sec}$** lag. Dagegen betrugen die Abtragate der konventionellen Sägeblätter zwischen **$22 - 28 \text{ mm}^3/\text{sec}$** und der errechnete Mittelwert **$26.6 \pm 6.7 \text{ mm}^3/\text{sec}$** (Abb. 14).

4.6 Histomorphometrie

Anhand der Fuchsinsschnitte wurde ein signifikanter Unterschied ($p < 0.000$) hinsichtlich der gemessenen Fläche des geschädigten Knochens ersichtlich. Beide, sowohl das neue als auch das konventionelle Sägeblatt, verursachten einen Knochenschaden während der Zersp Narbeit. Doch war der Schaden, der von den neuen Sägeblättern verursacht wurde, geringer und betrug im Mittelwert **$0.018 \pm 0.006 \text{ Pixel}$** . Der Mittelwert der konventionellen Sägeblätter war **$0.027 \pm 0.012 \text{ Pixel}$** . Die graphische Darstellung und einzelne Werte der Histomorphometrie können der Abbildung 15 und den Tabellen 6a und 6b entnommen werden.

4.7 Korrelationen

Bei beiden Sägeblattgruppen wurde mehrere signifikante Korrelationen ($p < 0.05$) festgestellt. Die wichtigsten werden in diesem Kapitel erläutert. Alle weiteren Ergebnisse können aus den Tabellen 8a und 8b entnommen werden.

Bei den konventionellen Sägeblättern korrelierte die Raumtemperatur

signifikant ($p < 0.011$) mit der Temperatur während des Schnittes. Bei den neuen Sägeblättern korrelierte die Temperatur vor dem Schnitt mit der Temperatur während des Schnittes signifikant ($p < 0.047$). Eine weitere signifikante Korrelation ($p < 0.011$) konnte bei den neuen Sägeblättern zwischen dem Temperaturlimit und der Temperatur nach dem Schnitt festgestellt werden. Außerdem korrelierten bei den neuen Sägeblättern die Schnittzeit ($p < 0.023$) mit der Fläche des geschädigten Knochens positiv und die Abtragsrate der Späne mit der geschädigten Knochenoberfläche negativ signifikant ($p < 0.048$).

5 Diskussion

In der durchgeführten *in vitro* Studie wurde ein neues Osteotomiesägeblatt evaluiert und verglichen mit einem konventionellen Sägeblatt auf Wärmeentwicklung, Abtragate der Späne, Schnittzeit und mechanische Schädigung der bearbeiteten Knochenoberfläche untersucht. Die Sägeblätter unterscheiden sich in der Geometrie des Sägeblattschafes und der Sägeblattzähne. Diese Eigenschaften führten beim Sägen zu unterschiedlichem Spanverhalten. Die vergleichende Untersuchung der beiden Sägeblätter zeigte, dass beide ohne gravierende Schwierigkeiten die Knochensubstanz abtragen konnten, wobei das neu evaluierte Sägeblatt eine größere Menge an Sägespänen in der gleichen Schnittzeit abtransportierte als das Konventionelle. Während der Zerspanarbeit entwickelten beide Sägeblatttypen eine Temperaturerhöhung, welche bei den konventionellen Sägeblättern geringer ausfiel als bei den neu evaluierten. Die histologische Untersuchung der bearbeiteten Knochenoberfläche zeigte, dass sowohl das neu entwickelte als auch das konventionelle Sägeblatt bei der Zerspanarbeit zu Knochenschäden führte, jedoch waren die durch das neu entwickelte Sägeblatt verursachten Schäden trotz erhöhter Temperaturentwicklung geringer, als die durch das konventionelle Sägeblatt.

5.1 Sägevorrichtung

Als Sägevorrichtung wurde die MTS Mini Bionix 858 Maschine (MTS Mini Bionix 858, MTS Systems Corporation 14000 Technology Drive, Eden Prairie, MN, USA) ausgewählt, an der zusätzlich spezielle Elemente, die für diese Studie extra entworfen und angefertigt wurden, angebracht waren. Es wurde bis heute kein vergleichbares Modell mit dieser Maschine gebaut, jedoch hat sich die Vorrichtung für diese Arbeit bewährt. Die

Gründe dafür waren einerseits seine robuste und stabile Bauweise, andererseits seine Vielfältigkeit an Funktionen. Für diese Studie war es entscheidend, eine Vorrichtung zu entwickeln, die über eine stabile, aber dennoch bewegliche Haltevorrichtung für eine oszillierende Säge verfügt und eine feste Einspannung des Knochens erlaubt. Dafür war diese Maschine besonders gut geeignet, weil sie einerseits eine sich drehende Zentralachse hat, die eine genaue Positionierung der Säge in Bezug auf die Schnittrichtung ermöglicht, andererseits aber ohne grosse Schwierigkeiten das Anbringen einer Plattenkonstruktion für die Sägebefestigung ermöglicht. Außerdem ist die Maschine sehr stabil, was eine entscheidende Rolle bei der Zerspanarbeit spielt, da sich während dieser starke Vibrationen entwickeln und diese ausgeglichen werden müssen. Ein weiterer Vorteil dieses Gerätes ist, dass es computergesteuert ist und deswegen sehr genau eingestellt werden kann.

Der für das Einspannen des Knochens genutzte Schraubstock konnte ohne Probleme an der Kraftmessdose dieses Gerätes befestigt werden. Die Kraftmessdose erlaubt es außerdem, die Schwerkraft und das Drehmoment während des Schnittes aufzunehmen und am Computer auszuwerten.

Da es sich bei den Schafen um phylogenetisch hochstehende Tiere handelt deren Knochenphysiologie der menschlichen vergleichbar ist, wurden diese sowohl für die *in vitro* – als auch für die nachfolgende *in vivo* Studie verwendet bzw. eingeplant [42, 50].

5.2 Probenaufbereitung und Auswertung

Die Aufbereitung der Proben verlief ohne Komplikationen und die dabei durchgeführte Vitalfärbung mit Fuchsin ergab gute Resultate. Beim Sägen der Dickschnitte mit der Innenlochsäge brachen einige Proben, so dass der Vorgang wiederholt werden musste. Trotzdem reichte das Pro-

benmaterial aus, um alle histologischen Präparate anzufertigen. Für die histomorphometrische Untersuchung war es teilweise kaum möglich die Belichtung der Fotokamera so einzustellen, dass der gesamte, mit Fuchsin infiltrierte Bereich scharf erschien, was für die spätere Berechnung des geschädigten Knochens notwendig war. Jedoch konnte die Schärfe mit Hilfe eines speziellen Computerprogramms (Leica, IM 1000, Image Manager) verbessert werden, was zu einer störungsfreien Bildaufnahme führte. Die Bilder wurden mit Hilfe einer anderen Software (MatLab) angefärbt und danach berechnet.

5.3 Δ Temperaturberechnung und Auswertung

Bei den verschiedenen Temperaturaufnahmen spielte vor allem die Δ Temperatur eine entscheidende Rolle. Diese ergab sich als Differenz zwischen der Temperatur vor und während des Schnittes. Da in dieser Arbeit nur die Kadaverknochen verwendet wurden, die vor dem Versuch aufgetaut werden mussten, betrug die Oberflächentemperatur dieser Knochen 15°C weniger als deren physiologische Temperatur. Der Vorteil dieses Versuchs liegt in der variablen Anwendung, unabhängig ob es für einen *in vitro* oder *in vivo* Versuch eingesetzt wird, weil dabei nur eine Differenz zwischen den zwei Temperaturen gemessen wird, die zu einer beliebigen Ausgangstemperatur addiert werden kann. Ein dafür entwickeltes Scoring-System hat sich gut bewährt, da es entscheidend war, ob sich der Temperaturanstieg, der von den beiden Sägeblatttypen verursacht wurde, unterhalb oder oberhalb der schädlichen Grenze befindet. Dabei spielte der Verlauf des Temperaturanstiegs keine Rolle. Die Temperaturhöhe, die zu einem Knochenschaden führt, wurde und wird immer noch sehr kontrovers diskutiert [6, 16, 44]. Es werden Temperaturen zwischen 44 °C und 56 °C erwähnt [1, 8, 10, 24, 36, 63]. Jedoch sind sich alle Autoren sicher, dass dieser Temperaturbereich in Abhängigkeit

von der Einwirkdauer zu einer Knochenschädigung führt [23, 24, 36, 47]. In dieser Arbeit wurde die Temperatur von 44 °C als Temperaturlimit eingesetzt, damit auch die geringste Knochenschädigung erfasst werden konnte. Die Auswertung der Daten zeigte, dass das neu entwickelte Sägeblatt Temperaturen entwickelte, die überwiegend oberhalb der Grenztemperatur lagen. Gründe dafür waren vor allem die Sägeblattdicke, die spezielle Geometrie der Blattzähne und mit einer hohen Wahrscheinlichkeit die geringere Wärmeleitfähigkeit des Sägeblattmaterials.

5.4 Histologie – Fuchsinschnitte

In der vorliegenden Studie beschränkte sich die histologische Untersuchung der Fuchsinschnitte auf die Histomorphometrie, da nur diese für die gestellten Fragen aussagekräftig war. Der Farbstoff diffundiert problemlos in die entstandenen „Mikro-Cracks“, welche durch die mechanische Separation der Hydroxyapatit - Kristalle entstehen.

Das Ziel dieser Messung war, den Knochenschaden, der von den beiden Sägeblättern beim Zerspanprozess verursacht wurde, quantitativ zu vergleichen. Dabei wurde vor allem das Ausmaß der Schädigung mittels einer dimensionslosen Zahl in Pixel beurteilt.

Weltweit wurden bis heute keine histologischen Studien durchgeführt, die den Einfluss eines mechanischen Schadens auf die Knochenheilung bei einem Zerspanprozess darstellt. Für eine ungestörte Knochenheilung soll es notwendig sein, dass bei einer Osteotomie die Oberflächen der beiden Knochenfragmente so glatt wie möglich gehalten werden, damit diese bestmöglich repositioniert werden können [36].

Es wurde keine qualitative Auswertung des geschädigten Knochengewebes durchgeführt, da vorerst nur eine erste Aussage über die Verhältnisse der Knochenschädigungen, die von den zwei unterschiedlichen Sägeblättern ausgingen, gemacht werden soll. Schon bei der makrosko-

pischen Betrachtung der Proben fiel ein Unterschied der Knochenoberfläche auf. Diese fühlte sich bei den konventionellen Sägeblättern rauer als bei den Neuen. Diese Feststellung konnte mit der histomorphometrischen Berechnung bestätigt werden, wo ein klarer, signifikanter ($p < 0.000$) Unterschied zwischen den beiden Sägeblättern bestand. Dabei sollte jedoch beachtet werden, dass die Histomorphometrie auf den unterschiedlichen Färbungen der zu untersuchenden Oberflächen beruht, welche immer mit einer gewissen Anzahl von Artefakten verbunden sind [41]. Diese könnten die Ergebnisse verfälschen. Jedoch waren die Ergebnisse unserer Untersuchungen sehr deutlich. Auch wenn eine gewisse Anzahl von Artefakten vorhanden war, zeigte der signifikante Unterschied ($p < 0.000$) von dem Verhältnis der geschädigten Knochenoberfläche zu der gesunden, dass die neuen Sägeblätter die Knochenoberfläche wesentlich schonender bearbeiten als die konventionellen. Die einzelnen Daten können aus der Tabelle 6a und 6b entnommen werden. Ob und wie stark dies Einfluss auf die Knochenheilung hat, soll in der weiterführenden *in vivo* Studie genauer untersucht werden.

5.5 Korrelationen

Die grosse Anzahl der verschiedenen Variablen führte bei dieser Arbeit zu mehreren signifikanten ($p < 0.05$) Korrelationen.

Es steht fest, dass bei der mechanischen Arbeit entstehende Energie fast vollständig in Wärme umgewandelt wird [3, 19, 23, 24, 36, 47, 68]. Diese wird nicht nur auf die bearbeitete Oberfläche, in unserer Studie (Knochen), sondern auch auf den Umgebungsraum übertragen. Auch umgekehrt nimmt das zu bearbeitende Material die Temperatur der Umgebung an, so dass diese beiden Faktoren miteinander bei den konventionellen Sägeblättern signifikant korrelierten ($p < 0.011$). Eine Erklärung dafür könnte eine höhere Wärmeleitfähigkeit des Sägeblattmaterials der konventionellen Sägeblätter sein. Durch diese wird die, bei der Zersparbeit entstehende Wärme schneller an die Umgebung abgegeben, als es bei den neuen Sägeblättern der Fall ist. Das beweist auch die signifikante Korrelation ($p < 0.047$) zwischen der Temperatur vor dem Schnitt und der Temperatur während des Schnittes, die bei den neuen Sägeblättern festgestellt werden konnte. Das zeigt, dass die Temperatur vor dem Schnitt die Temperatur während des Schnittes der neuen Sägeblätter zwar signifikant beeinflusst, jedoch die entstandene Wärme sich im Bereich des Sägespaltes ansammelt. Die höhere Wärmeleitfähigkeit der konventionellen Sägeblätter könnte eine Erklärung liefern, warum die gemessenen Temperaturen bei den konventionellen Sägeblättern niedriger waren als bei den neuen. Da die neuen Sägeblätter die entstehende Wärme nicht so schnell an die Umgebung abgeben können, konzentriert sich diese im Bereich des Sägespaltes. Die Folge davon ist die Entwicklung von höheren Temperaturen in diesem Bereich, was das Risiko der thermischen Knochenschädigung steigert. Diese Hypothese könnte durch eine weitere signifikante Korrelation ($p < 0.011$) zwischen dem

Temperaturlimit und der Temperatur nach dem Schnitt der neuen Sägeblätter bestätigt werden. Die langsamere Wärmeabgabe dieser Sägeblätter führte in unserem Versuch zu einem höheren Temperaturlimit und somit zu höheren Temperaturen nach dem Schnitt, die länger im Bereich des Sägespalt anhielten.

Mehreren Literaturquellen entsprechend führt bei der Zerspanarbeit entstehende Wärme in Abhängigkeit von Einwirkdauer zu einer Schädigung des Knochens [23, 24, 36, 47]. Aus diesen Untersuchungen wird ersichtlich, dass nicht nur die Temperaturhöhe sondern auch deren Einwirkzeit eine entscheidende Rolle bei der Entstehung von Knochenschädigungen spielt. Diese Aussage konnte auch in dieser Studie bestätigt werden, indem eine signifikante Korrelation ($p < 0.023$) zwischen der Schnittzeit und der Fläche des geschädigten Knochens bei den neuen Sägeblättern festgestellt werden konnte. Dieses Geschehen ist sehr wahrscheinlich wieder auf die niedrigere Wärmeleitfähigkeit der neuen Sägeblätter zurück zu führen. Da die entstehende Wärme bei diesen Sägeblättern langsamer aus dem Sägespalt an die Umgebung abgegeben wird, verbleibt diese länger im Sägespalt und führt dort zu grösseren thermischen Schaden in der gleichen Schnittzeit im Vergleich zu den konventionellen Sägeblättern. Jedoch war ein entscheidendes Kriterium dieser Arbeit ein Sägeblatt zu evaluieren dessen Knochenbearbeitung besonderes schonend abläuft. Dieses Ziel konnte erreicht werden und wurde durch eine negative signifikante Korrelation ($p < 0.048$) zwischen der Abtragate der Sägespäne und der geschädigten Knochenoberfläche der neuen Sägeblätter bestätigt. Das neue Sägeblatt bearbeitete die Knochenoberfläche signifikant ($p < 0.048$) schonender als das Konventionelle.

5.6 Versuchsdurchführung und weiterer Verlauf

Alle 40 Schnitte, die mit beiden Sägeblatttypen durchgeführt wurden, konnten erfolgreich abgeschlossen und die für die weitergehenden Untersuchungen benötigte Anzahl der Proben gewonnen werden. Dennoch entstanden sowohl bei dem neu entwickelten, als auch bei dem konventionellen Sägeblatt sehr starke Vibrationen beim Sägen, die das Freischneiden der Sägeblätter verschlechterten. Einige Vibrationen waren so stark, dass es zeitweise bei einigen Proben fast zum kompletten Verklemmen des Sägeblatts im Sägespalt und bei anderen zum Herausbrechen von kleinen Knochenfragmenten kam. Jedoch konnten alle gewonnenen Proben für die weitere Untersuchungen verwendet werden, da die ausgebrochenen Knochensplitter sehr klein waren und keinen Einfluss auf die weitere Untersuchungen hatten. Für die hohen Vibrationen waren vor allem seitlich der Säge angehängte Gewichte verantwortlich, die trotz des vom Knochen ausgehenden Widerstandes eine konstante Schwerkraft auf das Sägeblatt ausübten. Diese hätten zwar reduziert werden können, jedoch hätte dies eine Minderung in der Schnittleistung bedeutet, was schließlich zum Temperaturanstieg und damit zum erhöhten Risiko der Knochenschädigung geführt hätte. Aus diesem Grund wurde das Gewicht durch mehrere Vorversuche auf 29 N genormt. Dies stellte das optimale Verhältnis zwischen der Schnittleistung und den daraus resultierenden Vibrationen dar. Das Vermeiden der Vibrationen konnte mit einer Reduzierung der Gewichte nicht vollständig erreicht werden, weil es sich bei der Sägevorrichtung um eine stabile und unflexible Metallkonstruktion handelt, die nicht in der Lage war, den Vibrationen auszuweichen. Bei der Anwendung einer oszillierenden Säge durch einen Chirurgen hat dieser immer die Möglichkeit bei den entstehenden Vibrationen den ausgeübten Druck zu reduzieren, indem er die Säge aus dem

Sägespalt etwas zurückziehen kann. Dies führt zwar zu einer verlängerten Schnittzeit, jedoch kann dadurch das Verklemmen der Säge im Knochen vermieden werden. Außerdem kann ein Chirurg das Arbeiten der Säge kurzzeitig unterbrechen, und damit auch den Temperaturanstieg im Knochen reduzieren. Diese Möglichkeiten sind bei einer mechanischen Konstruktion wesentlich schwieriger durchführbar, da eine Maschine über keine sensiblen Eigenschaften verfügt und nicht erkennen kann, ab wann sie den ausgeübten Druck anpassen muss.

Dieser Arbeit wird eine weiterführende Untersuchung angeschlossen, die *in vivo* durchgeführt werden soll. Damit können die entstehenden Vibrationen noch genauer betrachtet und verglichen werden. In dieser Studie wurde mit Hilfe einer manuellen Unterstützung durch einen Assistenten die Sägeeinheit seitlich stabilisiert, was eine gewisse Verringerung der Vibrationen beim Sägen ermöglichte.

Eine weitere Komplikation, die durch die Vibrationen befürchtet wurde, war das Einspannen des Knochens im Schraubstock, da dabei die Gefahr bestand, dass der Schraubstock ihnen nicht standhalten könnte und sowohl der Knochen als auch das Sägeblatt dadurch beschädigt würde. Jedoch sprachen die technischen Daten der Geräte für ihre Belastbarkeit, so dass die Schnitte in den meisten Fällen komplikationslos angefertigt werden konnten. Dafür, seitlich angebrachte und auf 29 N genormte Gewichte hatten sich gut bewährt, da die Führung besser und der Druck des Sägeblattes auf den Knochen während des Sägevorganges immer gleich war.

Das Sägen erfolgte ohne Wasserkühlung. Die Gründe dafür waren einerseits die geringe Dicke des verwendeten Knochens, andererseits die gebaute Sägevorrichtung, die mit einem konstanten Gewicht ungestört das Sägen gewährleisten konnte. Ausserdem wurden bei dieser Arbeit nur die Kadaverknochen eingesetzt. Die für diese Studie verwendeten

und von Schafen stammenden Unterschenkelknochen (Tibiae) wiesen eine Corticalisdicke zwischen 12-15 mm auf. Das bedeutet, dass das Sägeblatt, das in einer Sägevorrichtung fixiert und mit festen Gewichten versehen ist, ohne grosse Störungen und Gefahren wie z.B. das umliegende Weichteilgewebe zu verletzen, mit einer sehr schnellen Geschwindigkeit diesen Knochen durchsägt und die dabei entstehenden Temperaturen nicht so hoch ansteigen können, wie es bei einem *in vivo* durchzuführenden Versuch der Fall wäre. Bei einem *in vivo* Versuch wird eine Osteotomie ohne Wasserkühlung nicht möglich sein, da eine Karbonisierung der Fraktarenden eine physiologische Frakturheilung verhindern würde. Das wäre alleine schon aus ethischen Gründen bei der Versuchsdurchführung abzulehnen. Für den *in vivo* Versuch wird ein Weg gefunden werden, wie eine Kühlung standardisiert erfolgen kann. Die Temperaturhöhe wurde und wird heute noch als eine entscheidende Ursache für Knochennekrosen diskutiert. Ihre Höhe hängt von der bei der mechanischen Arbeit benötigten Energie ab, welche in Wärme überführt wird [17, 35, 36, 39, 44, 51, 59]. Über die Möglichkeiten der Temperaturmessung wird in der Literatur mehrfach berichtet, wobei bei den meisten Arbeitsgruppen vor allem Thermoelemente eine Anwendung fanden [2, 3, 23, 36]. In dieser Arbeit wurde eine Infrarotkamera zum Zwecke der Temperaturmessung verwendet. Diese wurde der Verwendung von Thermoelementen vorgezogen, weil einerseits das Anbringen von Thermoelementen aufgrund einer sehr unterschiedlichen Knochenstruktur sehr kompliziert gewesen wäre, andererseits der Knochen sich als ein sehr schlechter Wärmeleiter erwies, und deswegen eine genaue Aussage über die Temperaturhöhe im Sägespalt selbst nicht gemacht werden konnte. Die Infrarotkamera dagegen konnte sehr genau platziert werden um präzise Temperaturenaufnahmen zu ermöglichen. Jedoch konnten die Messungen auch mit diesem Gerät nur in einem Abstand

von 1mm vom Sägespalt entfernt erfolgen. Der Grund dafür war der vorgegebene Radius vom Laserstrahl, der die Temperaturmessung bei diesem Gerät ausführt. So führte die genaue Positionierung der Kamera auf den Sägespalt während des Sägens zu einer Temperaturmessung des Sägeblattes und nicht des Knochens. Vorteilhaft war jedoch, dass die Kamera nach dem Schnitt genau in den Sägespalt gerichtet werden konnte. Damit wurden die Temperaturentnahmen direkt im Spalt ermöglicht, was beim Einsatz von Thermoelementen in der Ausführung nicht möglich gewesen wäre. Um reproduzierbare Werte innerhalb der biologischen Variabilität über den Temperaturanstieg im Knochen zu erheben, wurden mehrere Temperaturen aufgenommen und gemittelt. Dabei wurde zwischen dem konventionellen und dem neu entwickelten Sägeblatt ein signifikanter ($p < 0.000$) Unterschied sowohl bei der Temperatur vor, während und nach dem Schnitt, sowie auch bei der Δ Temperatur ermittelt. Das neu evaluierte Sägeblatt entwickelte höhere Temperaturen als das Konventionelle. Das kann jedoch einerseits durch die grössere Dicke des neu entwickelten Sägeblattes, das um 25% dicker ist als das Konventionelle, andererseits durch den grösseren negativen Spanwinkel, der bei den neuen Sägeblättern den optimalen Anforderungen (-15° bis -25°) eines Osteotomiesägeblattes nahe kommt, erklärt werden. Außerdem ist es sehr wahrscheinlich, dass die Wärmeleitfähigkeit der neuen Sägeblätter geringer ist als die der Konventionellen. Die Dicke eines Sägeblattes ist für dessen Arbeitsleistung verantwortlich. Je dicker demzufolge ein Sägeblatt ist, desto mehr Knochen muss es bei der Schnittbewegung abtragen und desto mehr Knochendebris kommt dabei zustande. Dies führt zu einer erhöhten Reibung zwischen dem Sägeblatt und dem Knochen und damit zu einem Temperaturanstieg im Sägespalt. Ein weiterer wichtiger Punkt, der für die höheren Temperaturen bei den neuen Sägeblättern verantwortlich sein könnte, ist der grosse negative Spanwinkel der

Sägeblattzähne. Dieser liegt den Literaturangaben nach im optimalen Bereich [45] und erlaubt damit eine wesentlich weniger aggressive Schnittweise als das konventionelle Blatt. Dadurch erzeugt dieser feinere Späne, die ihrerseits mehr Gesamtfläche und damit auch mehr Gesamtvolumen aufweisen als die gröberen Späne des konventionellen Sägeblattes. Dies ist wiederum ein weiterer Grund für mehr Reibung und höhere Temperaturentwicklung. Der letzte und unserer Hypothese nach sehr entscheidende Punkt für die Temperaturentwicklung bei der Zerspanarbeit ist die Wärmeleitfähigkeit der Metallkomponenten, aus welchen die Sägeblätter hergestellt werden. Als Hauptmaterial werden verschiedene Stahllegierungen eingesetzt, deren Wärmeleitfähigkeiten sehr unterschiedlich sind. Dementsprechend wird die bei dem Zerspanprozess entstehende Wärme unterschiedlich schnell von dessen Arbeitsort auf die umgebende Luft übertragen, so dass dadurch unterschiedliche Temperaturen im Sägespalt entstehen. Die unterschiedliche Wärmeleitfähigkeit von derer Metallen basiert auf dem unterschiedlichen Aufbau derer Moleküle und kann physikalisch mittels spezifischen Werten ermittelt werden. Dies erfolgte in unserer Studie nicht, so dass wir diesen Punkt für sehr wahrscheinlich halten, jedoch muss dieser genauer untersucht werden, um diese Hypothese zu bestätigen. Die ermittelten signifikanten Korrelationen ($p < 0.05$) bekräftigten unsere Vermutung, dass die neuen Sägeblätter eine geringere Wärmeleitfähigkeit haben und deswegen im Zusammenhang mit den anderen oben erwähnten Faktoren höhere Temperaturen bei der Anwendung entwickeln. Die Wärmeleitfähigkeit muss vom Hersteller der den neuen Sägeblättern noch genauer untersucht und bei deren Herstellung berücksichtigt werden. Obwohl sich die Sägeblätter in ihrer Dicke und in ihren Spanwinkeln unterscheiden, wurde zwischen den Schnittzeiten der beiden Sägeblätter kein signifikanter ($p < 0.346$) Unterschied festgestellt. Das zeigte, dass die

optimierte Sägeblattgeometrie die Temperatureigenschaften nicht optimal beeinflusste, aber dennoch die Schnitteigenschaften des neu entwickelten Sägeblattes durch diese wesentlich verbessert wurden. So wurden durch das neue Sägeblatt in der gleichen Zeit signifikant mehr ($p < 0.000$) Späne wegtransportiert, als von dem Konventionellen. Dabei muss erwähnt werden, dass die für die Abtragsrate der Späne genommene Spaltbreite der Dicke des Sägeblattes entsprach, was für die genaue Berechnung mit Vorsicht anzuschauen ist. Bei einem Sägevorgang entwickeln sich hohe Vibrationen, die den Sägespalt breiter machen könnten als das Sägeblatt selbst. Dies könnte wiederum die Ergebnisse verfälschen. Da wir aber einen hohen signifikanten Unterschied ($p < 0.000$) bei diesen Parameter ermittelten, ist es sehr unwahrscheinlich, dass diese Verfälschung die ermittelten Ergebnisse beeinflusst hatte. Ausserdem sägte das neue Sägeblatt signifikant ($p < 0.000$) schonender als das Konventionelle und verursachte damit im Verhältnis zum Konventionellen einen signifikant ($p < 0.000$) geringeren Schaden. Dabei war das neu evaluierte Sägeblatt um 0.3 mm dicker als das konventionelle. Diese positiven Ergebnisse konnten durch die Aussparung im Schaft und die Verbreiterung der Blattzähne erzielt werden. Durch diese Anpassungen konnten die Knochenspäne deutlich besser weggeführt werden, was zu einer weniger grossen Kontaktfläche und damit zu einer kürzeren Schnittzeit führte.

Die schonendere Bearbeitung der Knochenoberfläche ist beim neuen Sägeblatt vor allem auf den grösseren negativen Spanwinkel dieses Blattes im Vergleich zum Konventionellen zurückzuführen. Dieses erlaubt eine gleitendere Schnittbewegung, bei der das umliegende Weichteilgewebe schonend weggedrückt wird und das Sägeblatt sich im Knochen sehr dynamisch vorarbeiten kann. Das bedeutet, dass das Sägeblatt zu Beginn mit einer kleinen Angriffsfläche am Knochen ansetzt und

während der oszillierenden Bewegung weiter in den Knochen vordringt. Beim Spanwinkel der konventionellen Sägeblätter handelte es sich auch um einen negativen Spanwinkel, der jedoch wesentlich kleiner war als der der Neuen. Das führte jedoch trotz geringerer Temperaturen durch ihr hackenhaftes Sägeverhalten zu wesentlich höheren Schädigungen an der bearbeiteten Knochenoberfläche. Wie hoch der Einfluss der mechanischen Schädigung bei der Knochenheilung ist, konnte in dieser Studie nicht validiert werden und sollte bei einer weiterführenden *in vivo* Schafstudie genauer geprüft werden.

5.7 Statistischer Vergleich der beiden Sägeblätter

Nach Durchführung der statistischen Auswertung unterschieden sich beide Sägeblätter in der Temperaturentwicklung, der Abtragate der Späne und auch im Ausmaß der verursachten Schädigungen der Knochenoberfläche signifikant ($p < 0.000$). Nur bei der Schnittzeit wurde kein signifikanter ($p < 0.346$) Unterschied festgestellt. Zunächst wurde die Anzahl der Proben für zu gering erachtet, jedoch waren bei genauerer Betrachtung die Unterschiede so gross, dass ohne weiteres eine statistische Aussage möglich war.

5.8 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie wurde ein neues Osteotomiesägeblatt evaluiert und vergleichend bezüglich der physikalischen Eigenschaften wie Schnittgeschwindigkeit, Temperatur, Späne – Abtragate und mechanische Zerstörkraft mit einem konventionellen Sägeblatt untersucht. Beide Sägeblatttypen zeigten gute Ergebnisse im Bezug auf die Schnittzeit, jedoch gab es signifikante Unterschiede ($p < 0.05$) sowohl in der Temperaturentwicklung als auch in der Späneabtrag – und mechanischen Schä-

digungsrate. Das Ziel der Entwicklung eines neu gestalteten Sägeblattes war das Durchführen einer möglichst schonenden Osteotomie, was sich während dieser Studie vor allem in der besseren Abtragate und schonender Bearbeitung der Knochenoberfläche gegenüber dem konventionellen Sägeblatt zeigte. Der im Vergleich zu einem konventionellen Sägeblatt höhere Temperaturanstieg konnte vor allem auf die grössere Dicke und die spezielle Geometrie des Blattes zurückgeführt werden. Ausserdem konnte eine Hypothese über die geringere Wärmeleitfähigkeit der neuen Sägeblätter aufgestellt werden, die durch mehrere signifikante Korrelationen ($p < 0.05$) bekräftigt werden konnte. Wie entscheidend alle diese Faktoren für eine gute Knochenheilung sind, sollte in einer weiterführenden *in vivo* Studie ermittelt werden.

5.9 Zukunftsperspektiven

Durch die neu gestaltete Geometrie des Sägeblattes konnte dieses sich in dieser vergleichenden Untersuchung behaupten und erzielte gute Ergebnisse, die vor allem bei der mechanischen Bearbeitung des Knochens Vorteile brachten. In einer weiteren *in vivo* durchzuführenden Studie sollte der Einfluss der erarbeiteten Parameter auf die Knochenheilung genau untersucht werden. Davor sollte jedoch die Wärmeleitfähigkeit der verwendeten Stahllegierung genauer überprüft werden, genauso sollte über die Dicke des Sägeblattes nachgedacht und diese vielleicht reduziert werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Abouzgia B. Mustafa, James F. David., Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: p. 342-353
2. Ark, T.W., et al., Innovations in oscillating bone saw blades. *J Long Term Eff Med Implants*, 1997. 7(3-4): p. 279-86
3. Ark, T.W. et al., A technique for quantifying the performance of oscillating bone saw blades. *J Long Term Eff Med Implants*, 1997. 7(3-4): p. 255-70
4. Baumgart, R., et al., Indikation und Technik der Knochendurchtrennung. *Der Chirurg*, 1998. 69: p. 1188 – 1196
5. Beziat JL, Vercellotti T, Gleizal A., [What is Piezosurgery((R))? Two-years experience in craniomaxillofacial surgery]. *Rev Stomatol Chir Maxillfac*. 2007 Mar 12; [Epub ahead of print]
6. Bonfield, W. and C. Li, The Temperature Dependence of the Deformation of Bone. *J Biomech*, 1968. 1: p. 323-329
7. Boos N, Krushell R, ganz R, Muller ME., Total hip arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy. *J Bone Joint Surg Br*. 1997 Mar; 79 (2): 247-53
8. Benington, I.C., et al., Thermal changes observed at implantatsites during internal and external irrigation. *Clin. Oral Impl. Res.*, 2002. 13: p. 293-297
9. Beziat JI, Bera JC, Lavandier B, Gleizal A., Ultrasonic osteotomy as a new technique in craniomaxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Mar 21; [Epub ahead of print]
10. Brisman L. David., The Effect of Speed, Pressure, and Time on Bone Temperatre During the Drilling of Implant Sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 35-37
11. Cokkeser Y, Evereklioglu C, Tercan M, Hepsen IF., Hammer-chinsel technique in endoscopic dacryocystorhinostomy. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2003 may; 112 (5): 444-9
12. Cooper, S., Dorsey, J.S., A Dictionary of practical Surgery , Vol. 1, Kite, Jonson, and Wagner, Philadelphia, 1816.

13. Culemann U, Seelig M, Lange U, Gansslen A, Tosounidis G, Pohlemann T., Biomechanical comparison of different stabilisation devices for transforaminal sacral fracture: Is an interlocking device advantageous? *Unfallchirurg*. 2007 Feb 22; [Epub ahead of print]
14. DeLeon SY, LoCicero J 3rd, Ilbawi MN, Idriss FS., Repeat median sternotomy in pediatrics: experience in 164 consecutive cases. *Ann Thorac Surg*. 1986 Feb; 41 (2): 184-8
15. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN., The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 May-Jun; 19 (3): 335-49
16. Eriksson, A., Heat induced bone tissue injury. Dissertation, University of Gothenburg, 1984.
17. Eriksson, A., T. Albrektsson, and B. Albrektsson, Heat caused by drilling cortical bone. *Acta Orthop Scand*, 1984. 55: p. 629
18. Eriksson, R.A. and Albrektsson, T., The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber, *J. Oral Maxillofac. Surg*. 1984, 42:705-711
19. Firoozbakhsh, K., et. al., Heat generation during ulnar osteotomy with microsagittal saw blades. *Iowa Orthop J*, 2003. 23: p. 46-50
20. Frenz M., Physical characteristics of various lasers used in stapes surgery. *Adv Otorhinolaryngol*. 2007; 65: 237-49
21. Frentzen M, Gotz W, Ivanenko M, Afilal S, Werner M, Hering P., Osteotomy with 80-micros CO2 laser pulses-histological results. *Lasers Med Sci*. 2003; 18(2): 119-24
22. Friese F., Prehistorical man – a robust man of nature? Cranial trephining without anesthesia – tooth extractions with stone hammer and wood chisel – prehistorical medicine. *Zahnarztl Mitt*. 1973 Jul 16; 63 (14): 679-81 concl.
23. Fuchsberger, A., Temperatureentwicklung auf die Kompakta beim Sägen in Abhängigkeit von den Einsatzbedingungen. *Zent.bl. Chir.*, 1987. 112: p. 793-804
24. Fuchberger, A., Die schädigende Temperatur bei der spanenden Knochenbearbeitung. *Unfallchirurgie*, 1988. 14(4): p. 173-183

25. Giraud, J.-Y., et al., Bone Cutting. Clin. Phys. Physiol. Meas., 1991. 12(1): p. 1-19
26. Gleizal A, Bera JC, Lavandier B, Beziat JL., Piezoelectric osteotomy: a new technique for bone surgery-advantages in craniofacial surgery. Childs Nerv Syst. 2007 Mar 14; [Epub ahead of print]
27. Grimes J, Coughlin M., Geometric analysis of the Weil osteotomy. Foot Ankle Int. 2006 Nov; 27 (11): 985-92
28. Gryskiewicz JM, Gryskiewicz KM., Nasal osteotomies: a clinical comparison of the perforating methods versus the continuous technique. Plast Reconstr Surg. 2004 Apr 15; 113 (5): 1445-56; discussion 1457-8
29. Haurowitz, F., Eiweissdenaturierung. Hoppe, Seyler, Thierfelder: Handbuch der physiologisch- und pathologisch- chemischen Analyse, 1966. 4(1): p. 450ff.
30. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA., Potential applications of Erbium: YAG laser in periodontics. J Periodont res 2004; 39; 275-285
31. Juniper RP, Stajcic Z., Pterygoid plate separation using an oscillating saw in Le Fort I osteotomy. Technical note. J Craniomaxillofac Surg. 1991 May; 19 (4): 153-4
32. Karaharju-Suvanto T, Karaharju EO, Ranta R., Mandibular distraction. An experimental study on sheep. J Craniomaxillofac Surg. 1990 Aug; 18 (6): 280-3
33. Klein MB, Hunter S, Heimbach DM, Engrav LH, Honari S, Gallery E, Kiriluk DM, Gibran NS., The Versajet water dissector: a new tool for tangential excision. J Burn Care Rehabil. 2005 Nov-Dec; 26 (6): 483-7
34. Kohn D, Rupp S., Knee endoprosthesis: aspects of surgical techniques. Orthopade. 2000 Aug; 29 (8): 697-707
35. Krause, W., Bone cutting: mechanical and thermal effects. Bull. Hosp. J. Dis. Orthop. Inst., 1977.38: p. 5-7
36. Krause, W., et al., Temperature elevation in orthopaedic cutting operations. J Biomech, 1982. 15: p. 267
37. W.R.Krause, Orthogonal Bone Cutting: Saw design and Operating Characteristics. J of Biomechanical Engineering, 1987. 109: p. 263-270

38. Krause, W., et al., Thermal effects of orthopaedic bone cutting. Proc. 23rd Annual Meeting, Orthopedic Research Society, Convention Center, Las Vegas, Nevada, 1977
39. Lammie GA., A comparison on the cutting efficiency and heat production of tungsten carbide and steel burs. Br Dent J. 1951 May 15; 90 (10): 251-9
40. Laskin RS., Instrumentation pitfalls: you just can't go on autopilot!, J Arthroplasty. 2003 Apr; 18 (3 Suppl 1): 18-22
41. Lee TC, Mohsin S, Taylor D, Parkesh R, Gunnlaugsson T, O'Brien FJ, Giehl M, Gowin W., Detecting microdamage in bone. J. Anat. (2003) 203, pp 161-172
42. Lippuner, K et al., Effect of animal species and age on plate-induced vascular damage in cortical bone. Arch Orthop. Trauma Surg. 1992. 111(2) p.78-84
43. Ludewig, R., Temperaturmessungen beim Knochensägen. Dissertation der Medizinischen Fakultät der Justus Liebig Universität Giessen, 1971.
44. Lundskog, J.: Heat and Bone Tissue. Dissertation Göteborg 1972.
45. Majno, G., The Healing Hand, Harvard University Press, Cambridge, 1985.
46. Matthews, L. and C. Hirsch, Temperature measured in human cortical bone when drilling. J Bone Joint Surg, 1972. 54: p. 297 -308
47. Milberg, J. and A. Fuchberger, Optimierung der Werkzeuggeometrie oszillierender Sägen für den Einsatz in der Medizin. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 1987. 125: p. 430-439
48. Milberg, J., A. Fuchsenberger: Möglichkeiten zu Verminderung der thermischen Schädigung des Knochens beim Einsatz von Spiralbohrern in der Osteosynthese. Biomed. Technik 29 (1984) 12, 309 ff
49. Minns, R.J., Surgical Instrument Design for the Accurate Cutting of Bone for Implant Fixation. Clinical Materials, 1992. 10: p. 207-212
50. Nunamaker, D.M., Experimental models of fracture repair. Clin Orthop Relat Res, 1998 (355 Suppl): p. S 56-65

51. Ivanenko, M., et al., Ablation of hard bone tissue with pulsed CO2 lasers. *Medical Laser Application*, 2005. 20 (1): p. 13-23
52. Ochsner PE, Baumgart F, Kohler G., Heat-induced segmental necrosis after reaming of one humeral and two tibial fractures with a narrow medullary canal. *Injury*. 1998; 29 Suppl 2: B1-10
53. Piek J, Oertel J, Gaab MR., Waterjet dissection in neurosurgical procedures: clinical results in 35 patients. *J Neurosurg*. 2002 Apr; 96(4): 690-6
54. Pourzarandian A, Watanabe H, Aoki A, Ichinose S, Sasaki KM, Nitta H, Ishikawa I., Histological and TEM examination of early stages of bone healing after Er:YAG laser irradiation. *Photomed Laser Surg*. 2004 Aug; 22 (4): 342-50
55. Robiony M, Polini F, Costa F, Zerman N, Politi M., Ultrasonic bone cutting for surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME) under local anaesthesia. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Mar; 36(3): 267-9. Epub 2006 Nov 16
56. Sammer DM, Kawamura K, Chung KC., Outcomes using an internal osteotomy and distraction device for corrective osteotomy of distal radius malunion requiring correction in multiple planes. *J Hand Surg [Am]*. 2006 Dec; 31 (10): 1567-77
57. Schlee M, Steigmann M, Bratu E, Garg AK., Piezosurgery: basics and possibilities. *Implant Dent*. 2006 Dec; 15 (4): 334-40
58. Schmerbach KI, Boeltzig CK, Reif U, Wieser JC, Keller T, Grevel V., In vitro comparison of tibial plateau leveling osteotomy with and without use of tibial plateau leveling jig. *Vet Surg*. 2007 Feb; 36 (2): 156-63
59. Schwieger, K., et al., Abrasive Water Jet Cutting as a New Procedure for Cutting Cancellous Bone- In vitro Testing in Comparison with the Oscillating Saw. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2004. 15(71 (2)): p. 223-228
60. Sedlin, E.D. and Hirsch, C. (1966) factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta orthop. Scand*. 37, 29-48
61. Shin HC, Yoon YS., Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations. *J of Biomechanics* 39 (2006) 33-39

62. Siegel SC, von Fraunhofer JA., Irrigating solution and pressure effects on tooth sectioning with surgical burs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999 May; 87 (5): 552-6
63. Song Li, Shu Chien, and P.-I. Branemark, Heat Shock- induced Necrosis and Apoptosis in Osteoblasts. *J of Orthopaedic Research*, 199. 17: p. 891-899
64. Su YC., Development and clinical application of ultrasonic osteotomy in dentistry. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2007 feb; 16 (1): 1-7
65. Tetsch, P., Development of raised temperature after osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*, 1974. 2: p. 141
66. Toksvig-Larsern, S. and L. Ryd, Temperature elevation during knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand*, 1989. 60(4): p. 439-42
67. Toksvig-Larsern, S. and L. Ryd, and A. Lindstrand, An internally cooled saw blade for bone cuts. Lower temperatures in 30 knee arthroplasties. *Acta Orthop Scand*, 1990. 61(4): p. 321-3
68. Toksvig-Larsen, S., Ryd, L., and Lindstrand, A., Temperature influence in different orthopaedic saw blades, *J. Arthroplasty*, 1992, 7:21-24
69. Toksvig-Larsen, S., Ryd, L., and Lindstrand, A., On the problem of heat generation in bone cutting, studies on the effects on liquid cooling. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73-B: 13-5
70. Watson TF, Flanagan D, Stone DG., High and low torque handpieces: cutting dynamics, enamel cracking and tooth temperature. *Br Dent J.* 2000 Jun 24; 188 (12): 680-6
71. Wevers, H.W., E. Espin, and T.D.V. Cooke, Orthopedic Sawblades. *The Journal of Arthroplasty*, 1987. 2(1): p. 43-46
72. Winsdor RE, Scuderi GR, Insall Jn., Revision of well-fixed cemented, porous total knee arthroplasty. Report of six cases. *J Arthroplasty.* 1998; 3 Suppl: S 87-94
73. Yeni YN, Schaffer RR, Baker KC, Dong XN, Grimm MJ, Les CM, Fyhrie DP., The effect of yield damage on the viscoelastic properties of cortical bone tissue as measured by dynamic mechanical analysis. *J Biomed Mater Res A.* 2007 Feb 12; [Epub ahead of print]

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Eine Darstellung der Sägeblätter mit symmetrischen Zähnen aus [3].....	14
Abbildung 2: Eine Darstellung der Sägeblätter mit asymmetrischen Zähnen aus [3].....	14
Abbildung 3: Masse eines Sägeblattes,CMT	16
Abbildung 4: schematische Darstellung von positivem und negativem Spanwinkel aus [2]	16
Abbildung 5: Messen von Höhe und Diameter einer Knochenscheibe...	29
Abbildung 6: Raumtemperatur der beiden Sägeblattgruppen	71
Abbildung 7: Temperatur vor dem Schnitt	71
Abbildung 8: Temperatur während des Schnitts	71
Abbildung 9: Temperatur nach dem Schnitt	71
Abbildung 10: Δ Temperatur	71
Abbildung 11: Schnittzeit.....	71
Abbildung 12: Fläche vom bearbeiteten Knochen	71
Abbildung 13: Sägespäne-Abtragsrate	71
Abbildung 14: Verhältnis von geschädigten Knochen zu gesunden Knochen in Pixel.....	72
Abbildung 15: Präparierter Knochen vor dem Sägen, Sprunggelenk entfernt	72
Abbildung 16: Sägevorrichtung, CAD Zeichnung, Gesamtübersicht.....	72
Abbildung 17: Sägevorrichtung, CAD Zeichnung, oszillierende Säge in der Leitschiene mit angehängten Gewichten.....	72
Abbildung 18: Mini Bionix 858, Sägevorrichtung mit allen Komponenten vor dem Versuchstart	73

Abbildung 19: Oszillierende Säge mit angeschraubten Gewichten, eingehängt in die Gleitschiene, die eine freie Bewegung der Säge erlaubt.....	73
Abbildung 20: Verschiebbarer Anschlag mit Hilfe der Schraube kann diese nach oben oder unten versetzt werden, damit wird eine definierte Schnitttiefe im Knochen eingestellt.....	73
Abbildung 21: Infrarotkamerastativ, das die genaue Positionierung der Kamera erlaubt.....	74
Abbildung 22: Infrarotkamera mit digitaler Temperaturanzeige, die das Ablesen der Daten besonders leicht ermöglicht.....	74
Abbildung 23: In Schraubstock eingespannter Knochen mit der markierten Schnittachse und die Markierungen, die nicht zu untersuchende Fläche darstellen.....	74
Abbildung 24: Knochenscheibe mit an ihrer Unterseite ausgebrochen Knochenstück und ein auf 10 mm Tiefe genormter Schnitt, der für die Temperaturmessung genutzt wurde	74
Abbildung 25: Knochenscheibe, nach dem ersten Schnitt beschriftet und mit einem Massstab abfotografiert.....	75
Abbildung 26: Eine leere und gefüllte Einbettform, in die die Proben in Methylmetacrylat eingebettet wurden	75
Abbildung 27: Fuchsin fixierte Probe, eingebettet in Methylmetacrylat	75
Abbildung 28: Formalin fixierte Probe, eingebettet in Methylmetacrylat	75
Abbildung 29: Knochenprobe mit einem Massstab.....	76
Abbildung 30: Anfärbung aller in einem Farbbereich liegende Punkte ..	76
Abbildung 31: Massstab um die Skalierung eines einzelnen Pixel festzulegen.....	76

Abbildung 32: mit blau angefärbte Gesamtpixel mit einer darüber gelegten Gitter. So wurde die Skalierung eines Pixels durchgeführt	76
Abbildung 33: Dickschnitt (80µm) eines Knochens mit Fuchsin gefärbt, untere Randzone zeigt eine Infiltrierung von Fuchsin (CMT Blatt, Fuchsin, 10 fache Vergrößerung).....	77
Abbildung 34: Fuchsin infiltrierte Fläche, blau mit MatLab angefärbt (CMT Blatt, Fuchsin, 10 fache Vergrößerung).....	77
Abbildung 35: Dickschnitt (80 µm) des Knochens mit Fuchsin gefärbt, untere Randzone zeigt eine starke Infiltrierung von Fuchsin und unterschiedlich grosse Knochenfragmente (Synthes Blatt, Fuchsin, 10 fache Vergrößerung).....	77
Abbildung 36: grosse Fuchsin infiltrierte Fläche blau mit MatLab angefärbt,(Synthes Blatt, Fuchsin, 10 fache Vergrößerung).....	77

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Optimierte Werkzeuggeometrie aus [48].....	18
Tabelle 2: Technische Daten der Sägeblätter	25
Tabelle 3: Scoring-System Temperaturlimit.....	33
Tabelle 4a: Temperaturwerte, CMT.....	65
Tabelle 4b: Temperaturwerte, CVS	65
Tabelle 5a: Parameter zur Berechnung der Sägespäne-Abtragate, sowie die ausgerechnete Abtragate selbst, CMT	66
Tabelle 5b: Parameter zur Berechnung der Sägespäne-Abtragate, sowie die ausgerechnete Abtragate selbst, CVS	66
Tabelle 6a: Daten für die Berechnung der Histomorphometrie, CMT	67
Tabelle 6b: Daten für die Berechnung der Histomorphometrie, CVS.....	68
Tabelle 7: Statistische Mittelwerte mit Standardabweichungen	68
Tabelle 8a: Signifikanten ($p < 0.05$) Korrelationen, CVS	69
Tabelle 8b: Signifikanten ($p < 0.05$) Korrelationen, CMT	70

9 Anhang

9.1 Tabellen

Tabelle 4a: Temperaturwerte, CMT

Sägeblatt Typ	Raum Temp. [°C]	Temp. Vor Schnitt [°C]	Temp. Währ. Schnitt [°C]	ΔT Schnitt [°C]	Temp. Nach Schnitt [°C]
CMT 1	22	22	34	12	28
CMT 2	22	23	37	14	38
CMT 3	22.5	24	36	12	36
CMT 4	23	25	31	6	33
CMT 5	23	25	31	6	31
CMT 6	23	25	36	11	38
CMT 7	23.5	26	39	13	36
CMT 8	23.5	25	38	13	39
CMT 9	23.5	26	47	21	39
CMT 10	24	25	34	9	34
Mittelwert	23	23.2	36.30	11.7	35.20

Tabelle 4b: Temperaturwerte, CVS

Sägeblatt Typ	Raum Temp. [°C]	Temp. Vor Schnitt [°C]	Temp. Währ. Schnitt [°C]	ΔT Schnitt [°C]	Temp. Nach Schnitt [°C]
SYN 1	22	21	28	7	27
SYN 2	22	22	26	4	27
SYN 3	22.5	22	27	5	27
SYN 4	23	22	28	6	33
SYN 5	23	23	31	8	33
SYN 6	23	24	26	2	28
SYN 7	23.5	23	26	3	27
SYN 8	23.5	24	28	4	30
SYN 9	23.5	25	35	10	32
SYN 10	24	26	31	5	34
Mittelwert	23.00	23.20	28.60	5.40	29.80

Tabelle 5a: Parameter zur Berechnung der Sägespäne-Abtragsrate, sowie die ausgerechnete Abtragsrate selbst, CMT

Sägeblatt Typ	Zeit Durchsägen [s]	Fläche [mm ²]	Abtragsrate [mm ³ /s]
CMT 1	4	160.94	48.28
CMT 2	8	204.19	30.63
CMT 3	7	180.79	30.99
CMT 4	5	190.34	45.68
CMT 5	5	159.52	38.28
CMT 6	7	220.5	37.80
CMT 7	6	201.24	40.25
CMT 8	7	228.77	39.22
CMT 9	8	247.1	37.07
CMT 10	8	225.37	33.81
Mittelwert	6.9	201.88	38.20

Tabelle 5b: Parameter zur Berechnung der Sägespäne-Abtragsrate, sowie die ausgerechnete Abtragsrate selbst, CVS

Sägeblatt Typ	Zeit Durchsägen [s]	Fläche [mm ²]	Abtragsrate [mm ³ /s]
SYN 1	7	174.73	22.47
SYN	6	188.75	28.31
SYN	6	167.9	25.19
SYN	9	218.67	21.87
SYN	7	220.07	28.29
SYN	6	184.6	27.69
SYN	7	160.53	20.64
SYN	6	198.17	29.73
SYN	4	191.72	43.14
SYN	11	231.37	18.93
Mittelwert	6.90	193.65	26.62

Tabelle 6a: Daten für die Berechnung der Histomorphometrie, CMT

Histo-Schnitt	Blatt (Code)	Bildpixel, gesamt	Knochen-schaden in Pixel	Verhältnis Pixel Knochen-schaden /Pixel Gesamtbild	Mittelwert, Verhältnis in Pixel Kn.-schaden/Pixel Gesamtbild
10	CMT 1	3236400	59109	0.0183	0.0123
11	CMT 1	3236400	25447	0.0079	0.0123
12	CMT 1	3236400	34525	0.0107	0.0123
13	CMT 2	3236400	153045	0.0473	0.0265
14	CMT 2	3236400	50341	0.0156	0.0265
15	CMT 2	3236400	54436	0.0168	0.0265
16	CMT 3	3236400	61839	0.0191	0.0257
17	CMT 3	3236400	104294	0.0322	0.0257
18	CMT 3	3236400	83788	0.0259	0.0257
19	CMT 4	3236400	39635	0.0122	0.0171
20	CMT 4	3236400	83993	0.026	0.0171
21	CMT 4	3236400	42356	0.0131	0.0171
22	CMT 5	3236400	34857	0.0108	0.0115
23	CMT 5	3236400	44601	0.0138	0.0115
24	CMT 5	3236400	32399	0.0100	0.0115
25	CMT 6	3236400	38138	0.0118	0.0104
26	CMT 6	3236400	23044	0.0071	0.0104
27	CMT 6	3236400	39922	0.0123	0.0104
28	CMT 7	3236400	44185	0.0137	0.0137
29	CMT 7	3236400	48593	0.0150	0.0137
30	CMT 7	3236400	40251	0.0124	0.0137
31	CMT 8	3236400	93806	0.0290	0.0290
32	CMT 8	3236400	121753	0.0376	0.0290
33	CMT 8	3236400	66632	0.0206	0.0290
34	CMT 9	3236400	66123	0.0204	0.0201
35	CMT 9	3236400	60095	0.01086	0.0201
36	CMT 9	3236400	94554	0.0292	0.0201
37	CMT 10	3236400	69547	0.0215	179
38	CMT 10	3236400	86148	0.0266	0.0179
39	CMT 10	3236400	18202	0.0056	0.0179

Tabelle 6b: Daten für die Berechnung der Histomorphometrie, CVS

Histo-Schnitt	Blatt (Code)	Bild-pixel, gesamt	Knochen-schaden in Pixel	Verhältnis Pixel Knochen-schaden /Pixel Gesamt-bild	Mittelwert, Verhältnis in Pixel Kn.-schaden/Pixel Gesamtbild
40	Synthes 1	3236400	47181	0.0146	0.0119
41	Synthes 1	3236400	27252	0.0084	0.0119
42	Synthes 1	3236400	41852	0.0129	0.0119
43	Synthes 2	3236400	54490	0.0168	0.0480
44	Synthes 2	3236400	244558	0.0756	0.0480
45	Synthes 2	3236400	167599	0.0518	0.0480
46	Synthes 3	3236400	50874	0.0157	0.0319
47	Synthes 3	3236400	59543	0.0184	0.0319
48	Synthes 3	3236400	199706	0.0617	0.0319
49	Synthes 4	3236400	64762	0.02	0.0132
50	Synthes 4	3236400	35729	0.011	0.0132
51	Synthes 4	3236400	28307	0.0087	0.0132
52	Synthes 5	3236400	54609	0.0169	0.0289
53	Synthes 5	3236400	75709	0.0234	0.0289
54	Synthes 5	3236400	150092	0.0464	0.0289
55	Synthes 6	3236400	43442	0.0134	0.0216
56	Synthes 6	3236400	93620	0.0289	0.0216
57	Synthes 6	3236400	72961	0.0225	0.0216
58	Synthes 7	3236400	73797	0.0228	0.0244
59	Synthes 7	3236400	74924	0.0232	0.0244
60	Synthes 7	3236400	88322	0.0273	0.0244
61	Synthes 8	3236400	67401	0.0208	0.0248
62	Synthes 8	3236400	92585	0.0286	0.0248
63	Synthes 8	3236400	80964	0.025	0.0248
64	Synthes 9	3236400	61226	0.0189	0.0232
65	Synthes 9	3236400	80693	0.0249	0.0248
66	Synthes 9	3236400	83672	0.0259	0.0248
67	Synthes 10	3236400	162197	0.0501	0.0493
68	Synthes 10	3236400	189942	0.0587	0.0493
69	Synthes 10	3236400	126691	0.0391	0.0493

Tabelle 7: Statistische Mittelwerte mit Standardabweichungen

Sägeblatt	Anzahl	Delta Temp.[C°]	Temp. Limit	Zeit Schnitt[s]	Fläche mm2	Abtrag-Rate mm3/s	Schaden Pixel	Verhältnis Pixel (Gesamt/Schaden)
CMT	30	11.70 ± 4.17	0.80 ± 0.40	6.50 ± 1.38	201.87 ± 28.26	38.20 ± 5.50	60521.93 ± 30990.50	0.0184 ± 0.00968
Synthes	30	5.4 ± 2.23	0.30 ± 0.46	6.90 ± 1.84	193.65 ± 22.73	26.62 ± 6.63	89823.33 ± 54858.20	0.0277 ± 0.01696

Tabelle 8a: signifikanten ($p < 0.05$) Korrelationen, CVS

	T_R	T_1	T_2	$\Delta T = T_2 - T_1$	T_3	T_L	t_s	A_K	R_K	A_{ks}	ZR_k
T_R	-	-	0.011	-	-	-	-	0.021	-	-	-
T_1	-	-	-	-	-	-	-	0.012	-	-	0.034
T_2	0.011	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
$\Delta T = T_2 - T_1$	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
T_3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
T_L	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
t_s	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
A_K	0.021	0.012	-	-	-	-	-	-	-	-	-
R_K	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
A_{ks}	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ZR_k	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

T_R , Raumtemperatur; T_1 , Knochentemperatur vor dem Schnitt; T_2 , Knochentemperatur während des Schnittes; T_3 , Knochentemperatur nach dem Schnitt; T_L , Temperaturlimit; t_s , Schnittzeit; A_K , Gesamtschnittfläche; R_K , Abtragate-Späne; A_{ks} , Fläche des geschädigten Knochens; ZR_k , Zerstörungsrate des Knochens = Fläche des geschädigten Knochens/ Gesamtfläche des geschnittenen Knochens; -, keine signifikante Korrelation

Tabelle 8b: signifikanten ($p < 0.05$) Korrelationen, CMT

	T_R	T_1	T_2	$\Delta T = T_2 - T_1$	T_3	T_L	t_s	A_K	R_K	A_{ks}	ZR_k
T_R	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
T_1	-	-	0.047	-	-	-	-	-	-	-	-
T_2	-	0.047	-	-	-	-	-	-	-	-	-
$\Delta T = T_2 - T_1$	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.046
T_3	-	-	-	-	-	0.011	-	-	-	-	-
T_L	-	-	-	-	0.011	-	-	-	-	-	-
t_s	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.023	-
A_K	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
R_K	-	-	-	-	-	-	-	-	-	(-)0.048	-
A_{ks}	-	-	-	-	0.023	-	0.023	-	(-)0.048	-	-
ZR_k	-	-	-	-	0.039	-	0.039	-	-	-	-

T_R , Raumtemperatur; T_1 , Knochentemperatur vor dem Schnitt; T_2 , Knochentemperatur während des Schnittes; T_3 , Knochentemperatur nach dem Schnitt; T_L , Temperaturlimit; t_s , Schnittzeit; A_K , Gesamtschnittfläche; R_K , Abtragate-Späne; A_{ks} , Fläche des geschädigten Knochens; ZR_k , Zerstörungsrate des Knochens = Fläche des geschädigten Knochens/ Gesamtfläche des geschnittenen Knochens; -, keine signifikante Korrelation

9.2 Abbildungen

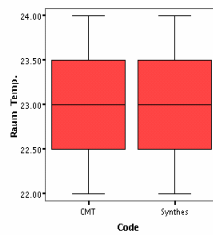


Abbildung 6: Raumtemperatur der beiden Sägeblattgruppen. Es ist kein Unterschied in der Raumtemperatur feststellbar, so dass gleiche Raumbedingungen vorhanden waren.

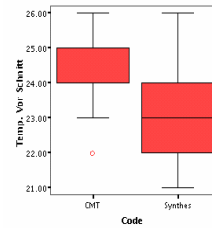


Abbildung 7: Temperatur vor dem Schnitt. Es bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Sägeblattgruppen. Dabei lag die Ausgangstemperatur der neuen Sägeblätter höher als die der konventionellen.

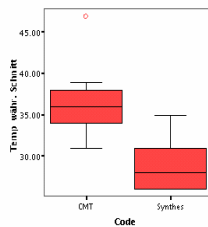


Abbildung 8: Temperatur während des Schnitts zeigt ein signifikanter Unterschied zwischen der beiden Sägeblattgruppen. Konventionelle Sägeblätter erzeugten tiefere Temperaturen als die neuen.

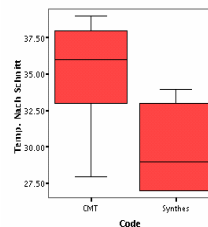


Abbildung 9: Temperatur nach dem Schnitt. Signifikant höhere Temperaturen waren bei den neuen Sägeblättern zu finden.

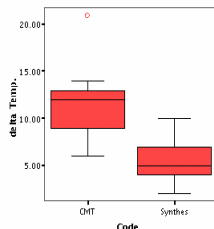


Abbildung 10: Δ Temperatur ist bei den neuen Sägeblättern signifikant höher als bei den konventionellen Sägeblättern.

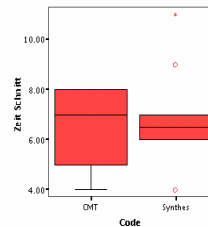


Abbildung 11: Schnittzeit der beiden Sägeblätter zeigte keinen signifikanten Unterschied.

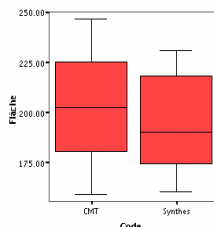


Abbildung 12: Fläche vom bearbeiteten Knochen. Sowohl die neuen als auch die konventionellen Sägeblätter bearbeiteten signifikant gleiche Knochenfläche.

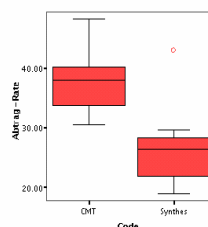


Abbildung 13: Sägespäne-Abtragrate war bei den neuen Sägeblättern signifikant höher als bei den konventionellen Sägeblättern.

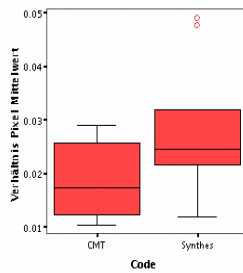


Abbildung 14: Verhältnis von geschädigten Knochen zu gesunden Knochen in Pixel zeigt, dass die neuen Sägeblätter die Knochenoberfläche signifikant schonender bearbeiteten als die konventionellen Sägeblätter.

Vorbereitung des Knochens



Abbildung 15: Präparierter Knochen vor dem Sägen, Sprunggelenk entfernt

Entwicklung der Sägevorrichtung

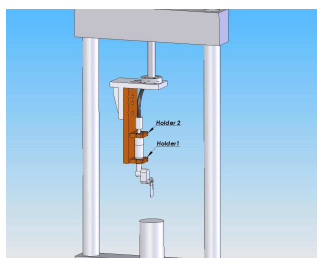


Abbildung 16: Sägevorrichtung, CAD Zeichnung, Gesamtübersicht

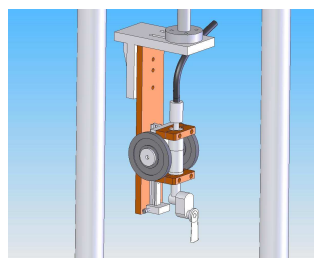


Abbildung 17: Sägevorrichtung, CAD Zeichnung, oszillierende Säge in der Leitschiene mit angehängten Gewichten

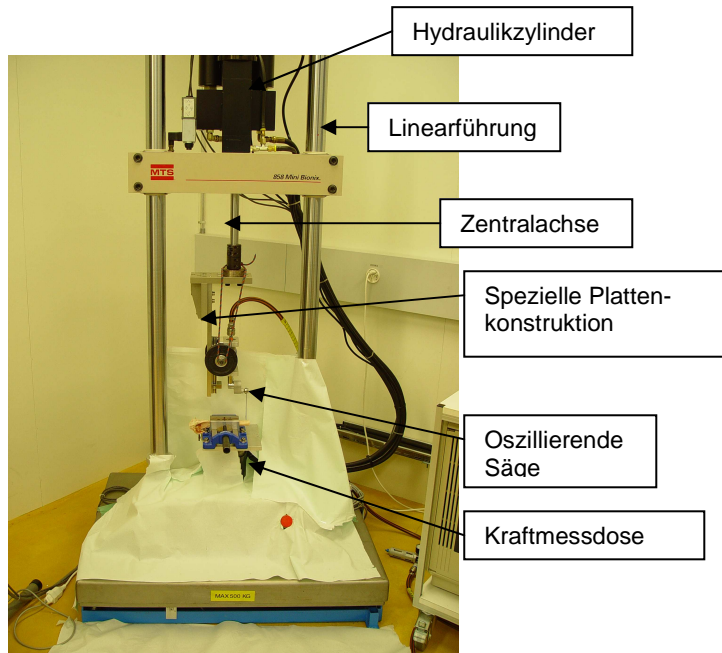


Abbildung 18: Mini Bionix 858, Sägevorrichtung mit allen Komponenten vor dem Versuchstart

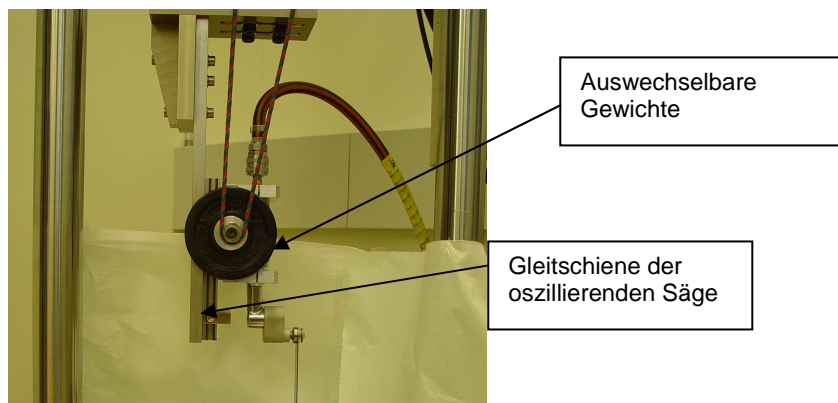


Abbildung 19: Oszillierende Säge mit angeschraubten Gewichten, eingehängt in die Gleitschiene, die eine freie Bewegung der Säge erlaubt.

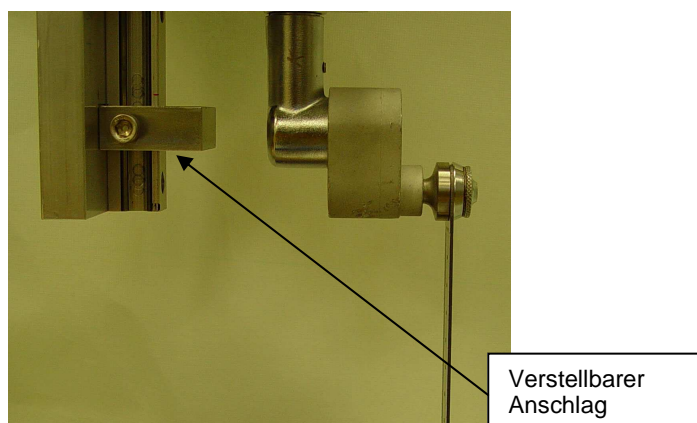


Abbildung 20: verschiebbarer Anschlag mit Hilfe der Schraube kann diese nach oben oder unten versetzt werden, damit wird eine definierte Schnitttiefe im Knochen eingestellt

Vorbereitungen der Temperaturmessung

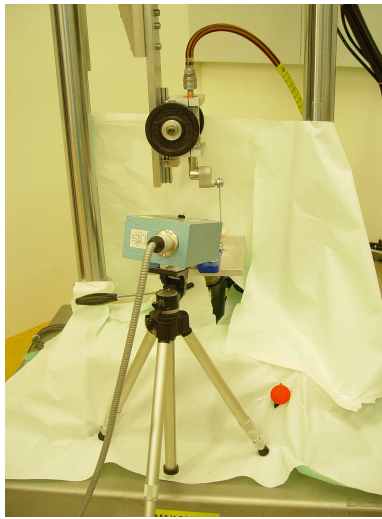


Abbildung 21: Infrarotkamerastativ, das die genaue Positionierung der Kamera erlaubt

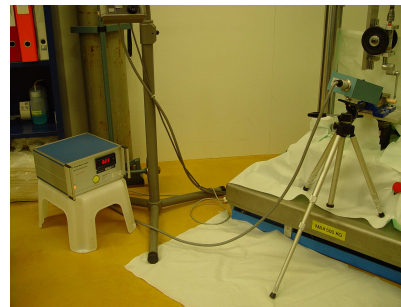


Abbildung 22: Infrarotkamera mit digitaler Temperaturanzeige, die das Ablesen der Daten besonders leicht ermöglicht

Versuchsdurchführung

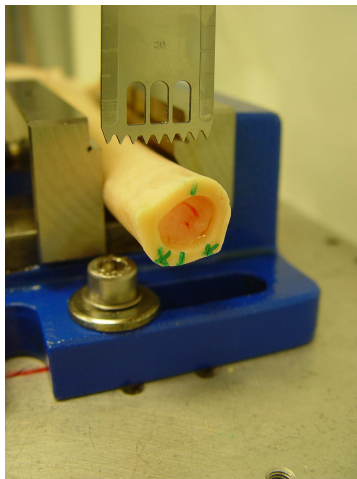


Abbildung 23: In Schraubstock eingespannter Knochen mit der markierten Schnittachse und die Markierungen, die nicht zu untersuchende Fläche darstellen

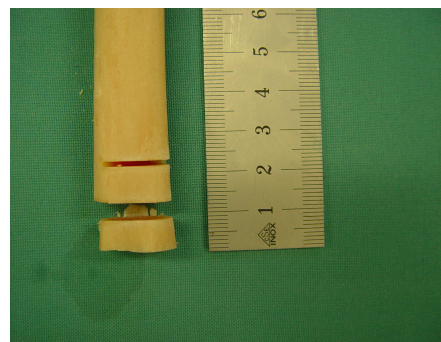


Abbildung 24: Knochenscheibe mit an ihrer Unterseite ausgebrochen Knochenstück und ein auf 10 mm Tiefe genormter Schnitt, der für die Temperaturmessung genutzt wurde

Probenaufbereitungen

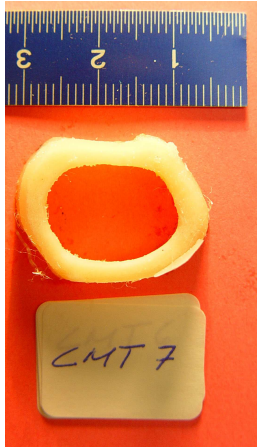


Abbildung 25: Knochenscheibe, nach dem ersten Schnitt beschriftet und mit einem Massstab abfotografiert

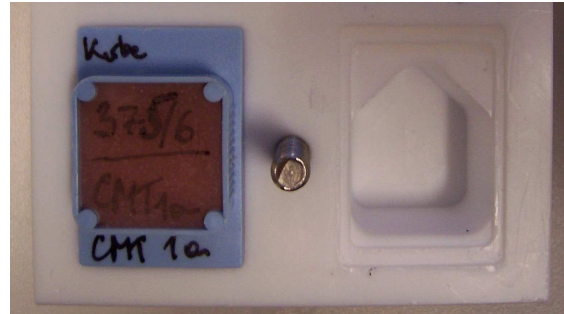


Abbildung 26: Eine leere und gefüllte Einbettform, in die die Proben in Methylmetacrylat eingebettet wurden

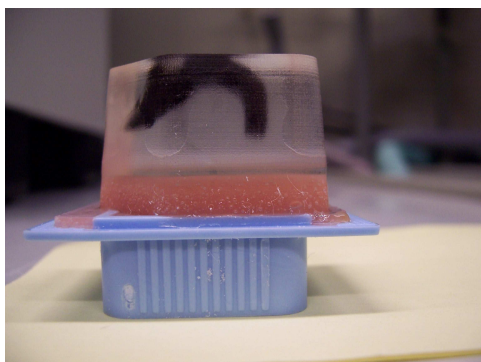


Abbildung 27: Fuchsin fixierte Probe, eingebettet in Methylmetacrylat

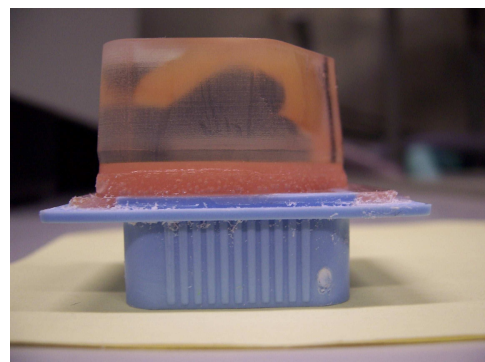


Abbildung 28: Formalin fixierte Probe, eingebettet in Methylmetacrylat

Knochenfläche – Flächeberechnung

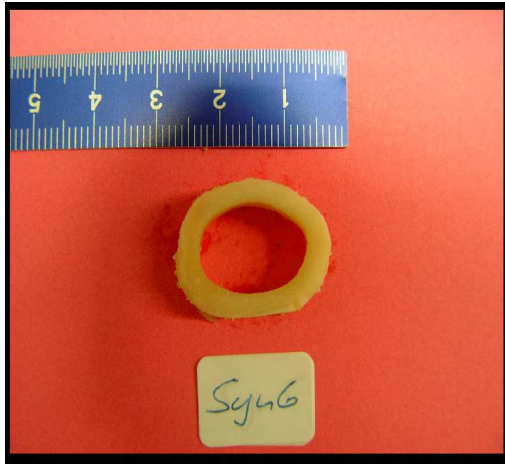


Abbildung 29: Knochenprobe mit einem Massstab

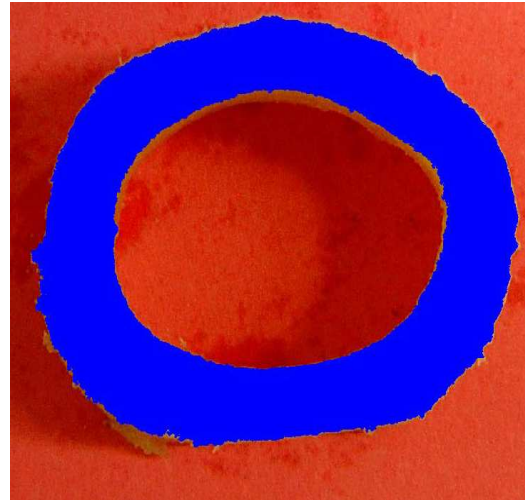


Abbildung 30: Anfärbung aller in einem Farb- reich liegende Punkte



Abbildung 31: Massstab um die Skalierung eines einzelnen Pixel festzulegen

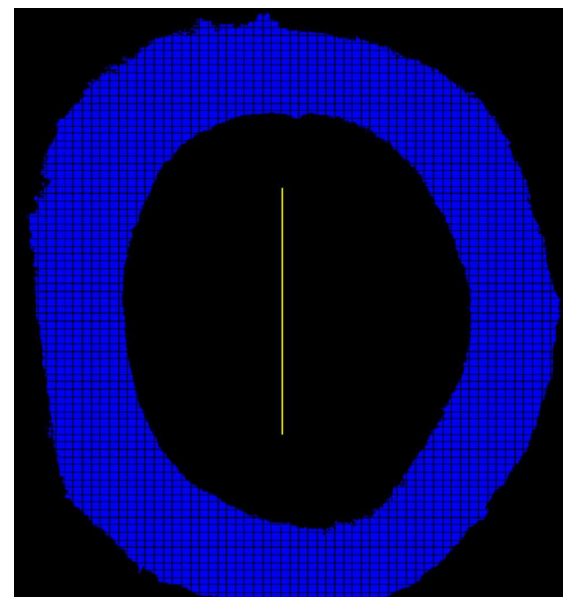


Abbildung 32: blau angefärbte Gesamtpixel mit ei- ner darüber gelegten Gitter. So wurde die Skalierung eines Pixels durchgeführt

Histologie

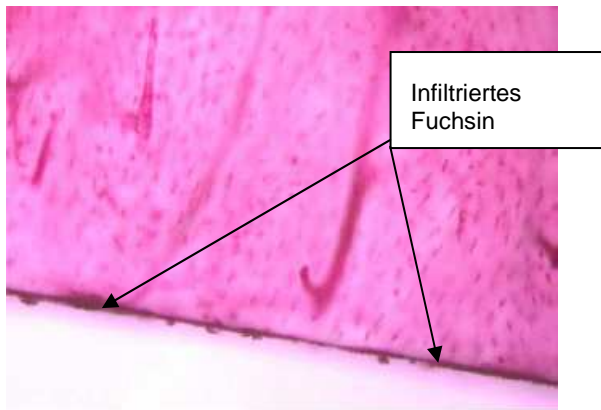


Abbildung 33: Dickschnitt (80µm) eines Knochens mit Fuchsin gefärbt, untere Randzone zeigt eine Infiltrierung von Fuchsin (CMT Blatt, Fuchsin, 10 fache Vergrößerung)

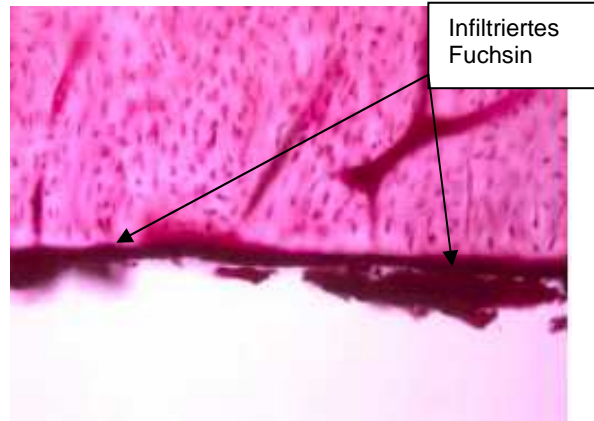


Abbildung 34: Dickschnitt (80 µm) des Knochens mit Fuchsin gefärbt, untere Randzone zeigt eine starke Infiltrierung von Fuchsin und unterschiedlich grosse Knochenfragmente (Synthes Blatt, Fuchsin, 10 fache Vergrößerung)

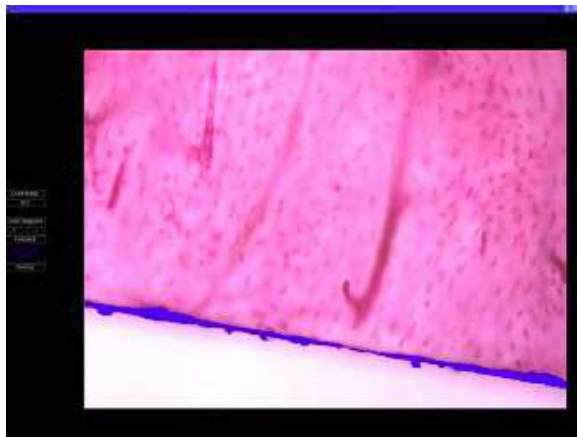


Abbildung 35: Fuchsin infiltrierte Fläche, blau mit MatLab angefärbt (CMT Blatt, Fuchsin, 10 fache Vergrößerung).

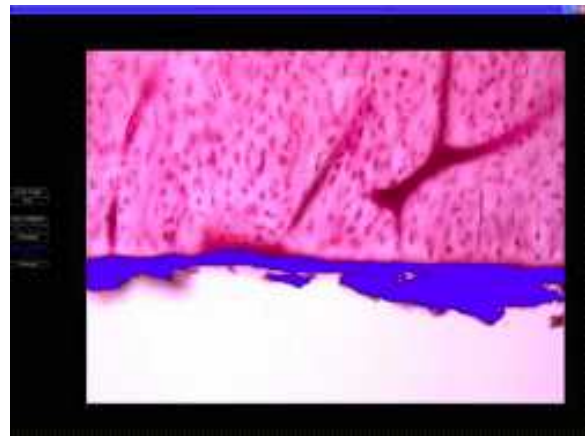


Abbildung 36: grosse Fuchsin infiltrierte Fläche blau mit MatLab angefärbt, (Synthes Blatt, Fuchsin, 10 fache Vergrößerung)

10 Danksagung

An der ersten Stelle möchte ich mich bei der Frau **PD Dr. med. vet. Brigitte von Rechenberg** für die Überlassung des Themas und die ausgezeichnete sowohl fachliche als auch menschliche Betreuung bedanken. Sie hat sich sehr für meine Arbeit und mein berufliches Weiterkommen eingesetzt. Sie lehrte mich jeden Menschen als eigenartig und sonderbar wahrzunehmen.

Herrn **Philippe Gédet** möchte ich für eine grossartige Betreuung während der gesamten Zeit danken. Ohne seine Hilfe wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Herrn **PD Dr. Stephen Ferguson, PhD** danke ich für die Korrektur der Arbeit als Korreferent.

Herrn **Dr. med. Urs Schneider** möchte ich für eine gute Zusammenarbeit und Unterstützung in diesem Projekt danken.

Frau **Dr. med. vet. Katja Nuss** danke ich für ihre menschliche Unterstützung. Ein besonderer Dank gilt ihrem Einsatz für mein berufliches Weiterkommen und die Zeit, die ich mit ihren tollen Kindern verbringen konnte.

Einen grossen Dank möchte ich an **Dr. Sabine Koch, Käthi Kämpf, Kati Zlinsky** und **Sabina Wunderlin** für die grossartige Organisation, Einweisung und Hilfe bei der Herstellung der Histologieschnitte ausrichten.

Meiner Familie möchte ich für **alles** was Sie für mich gemacht hat und stetig macht danken. Ein besonderer Dank gilt meiner herzlichst geliebten **Lena**, ohne deren Unterstützung ich sehr wahrscheinlich nicht da wäre wo ich jetzt bin.

An dieser Stelle möchte ich mich bei dem ganzen MSRU-Team: **Karolin Kühn, Alexander Stahl, Niels Ohlig, Dr. Jens Langhoff, Dr. Oliver Genot, Sandra Hanes, Inka Schlemmer, Tanja Apfel, Dina Streifeneder, Karina Klein, Corinne Invernizzi, Katrin Völter, Michaela Pongratz, Inga Platte, Birte Pegel, Kiki von Wedel, Hannah Junge, Christine Biermeier, Steffi von Plocki** und meiner geliebten Mitjoggerin „**Sunny**“ für eine freundliche und angenehme Atmosphäre und ein grossartiges Miteinander bedanken.

11 Lebenslauf

Name	Oliver Salesov
Geboren	am 26.10.1978
Gebrurtsort	Nishni-Tagil, Russland
Nationalität:	deutsch
1985-1995	Mittelschule Nr. 40 in Nishni Tagil, Russland
1996	Übersiedlung nach Deutschland
1998-1999	Eichendorf Kolleg, Abitur
2000-2006	Studium der Veterinärmedizin an der Justus Liebig Universität, Giessen, Deutschland, Approbation als Tierarzt am 01.02.2006
2006-2007	Anfertigung einer Dissertation in der Musculo- skeletal Research Unit, Pferdekllinik der Vetsuisse Fakultät der Universität Zürich